

Universidad Carlos III de Madrid

Departamento de Ingeniería Mecánica



Grado en Ingeniería en Tecnologías Industriales

TRABAJO FIN DE GRADO

MODELO NUMÉRICO DE UN FÉMUR HUMANO PARA EL ESTUDIO DEL RIESGO DE FRACTURA

Autor: Elena María Moya Sanz
Tutora: M^a Belén Muñoz Abella

Leganés, Junio de 2014

AGRADEMICIMIENTOS

*Quiero agradecer a mis padres el apoyo incondicional que me han aportado a lo largo de toda la carrera y en especial durante la realización de este Trabajo Fin de Grado, para poner
cierra a una importante etapa de mi vida. Gracias por hacerme la vida tan fácil y aportarme
paz, tranquilidad y cariño cuando tanto lo necesitaba.*

*También quiero darle las gracias a mi hermano, por estar siempre ahí. La motivación
de ser un buen ejemplo para ti me hace esforzarme cada día más. A mi novio Juanjo, gracias
por estos años, hacer juntos el camino ha hecho posible llegar hasta aquí.*

*Por último, a mi tutora Belén por el entusiasmo que pone a todo lo que hace. Gracias
por haberme prestado toda la atención que he necesitado, la confianza que me has trasmitido
desde el primer día me ha servido para poder sacar adelante este trabajo.*

RESUMEN

El siguiente trabajo presenta el análisis del riesgo a fractura de un fémur humano bajo diferentes condiciones de carga y distintas propiedades mecánicas del material óseo. Las condiciones de carga que se estudian son el ciclo de marcha y tres tipos de caída: lateral, posterior y posterolateral. Para realizar un análisis comparativo, se varían las propiedades mecánicas del tejido cortical en función de la edad del sujeto de estudio. Con el paso del tiempo las propiedades hacen que el riesgo de fractura aumente debido al empeoramiento de las mismas.

Para poder entender los conceptos que se presentan, se realiza una introducción teórica sobre las características de los huesos humanos y sus propiedades, así como la explicación de cada uno de los estados de carga a los que se ve sometido.

Todos los resultados de los estudios se han obtenido mediante el software Abaqus/CAE, del que se hace una breve presentación y explicación.

Para finalizar, se presentan las conclusiones obtenidas tras realizar dichos estudios y posibles investigaciones futuras para ampliar los conocimientos en este campo de trabajo.

Palabras clave: hueso cortical, hueso trabecular, tensión, deformación, densidad aparente, propiedades mecánicas.

ABSTRACT

This work presents the risk analysis of a human femur fracture under different loading conditions and different mechanical properties of bone material. The loading conditions studied are the gait cycle and three types of fall: lateral, posterior and posterolateral. To be able to carry out a comparative analysis, it is required to vary the mechanical properties of the cortical tissue taking on account the age of the patient. As time passes, properties make the risk of fracture increases due to worsening of its.

In order to be able to understand the concepts presented in this work, a theoretical introduction has to be made about to the characteristics of the human bones, its properties and the subsequent explanation of each process of loading the patient may be submitted to.

All the results of the studies have been obtained using the Abaqus / CAE software, a brief introduction and explanation is also attached.

Finally, the conclusions obtained after performing such studies and possible future research to expand knowledge in this field of work are presented.

Keywords: cortical bone, trabecular bone, stress, strain, apparent density, mechanical properties.

ÍNDICE GENERAL

1. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS.....	11
1.1. MOTIVACIÓN.....	12
1.2. OBJETIVOS.....	12
2. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA.....	15
2.1. BIOMECÁNICA DEL HUESO.....	16
2.1.1. COMPOSICIÓN.....	16
2.1.2. FUNCIONALIDAD.....	19
2.1.3. DINÁMICA DEL HUESO.....	21
2.1.4. OSTEOPOROSIS.....	25
2.1.5. PROPIEDADES DEL TEJIDO ÓSEO.....	26
2.1.6. CARACTERIZACIÓN DEL MATERIAL ÓSEO.....	34
2.1.7. CRITERIOS DE FRACTURA.....	37
2.2. FÉMUR.....	41
2.2.1. PARTES DEL FÉMUR.....	41
2.2.2. INSERCIÓN DE MÚSCULOS EN EL FÉMUR.....	43
2.2.3. ESTADOS DE CARGA SOBRE EL FÉMUR.....	44
3. MÉTODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS.....	55
3.1. MÉTODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS.....	56
3.2. INTRODUCCIÓN A ABAQUS.....	58
4. MODELO NUMÉRICO.....	61
4.1. DESCRIPCIÓN GEOMÉTRICA.....	62
4.2. SISTEMAS DE REFERENCIA.....	63
4.3. MATERIAL.....	64
4.4. CARGAS Y CONDICIONES DE CONTORNO.....	67
4.4.1. CICLO MARCHA HUMANA.....	67

Modelo numérico de un fémur humano para el estudio del riesgo de fractura	
4.4.2.	SIMULACION DE CAIDA 69
4.5.	MALLADO. ANÁLISIS DE SENSIBILIDAD 70
4.6.	TIPO DE ANÁLISIS 72
5.	VALIDACIÓN DEL MODELO 73
5.1.	PROPIEDADES DEL MATERIAL 74
5.2.	CARGAS Y CONDICIONES DE CONTORNO 76
5.3.	MALLADO 77
5.4.	COMPARACION DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS 77
6.	RESULTADOS Y DISCUSIÓN 79
6.1.	RESULTADOS 80
6.1.1.	CICLO DE MARCHA 83
6.1.2.	CAIDA..... 88
6.2.	DISCUSIÓN..... 97
6.2.1.	DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS DEL CICLO DE MARCHA..... 97
6.2.2.	DISCUSION DE LOS RESULTADOS DEL ENSAYO DE CAÍDA..... 100
7.	CONCLUSIONES Y DESARROLLOS FUTUROS..... 103
7.1.	CONCLUSIÓN 104
7.2.	DESARROLLOS FUTUROS 105
8.	PLANIFICACIÓN Y PRESUPUESTO 107
8.1.	PLANIFICACIÓN DE LAS TAREAS 108
8.2.	PRESUPUESTO ECONÓMICO 110
9.	BIBLIOGRAFÍA 111
	ANEXOS..... 117

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Coeficientes para los criterios de rotura del fémur.....	39
Tabla 2. Rango de movilidad según el movimiento desarrollado	49
Tabla 3. Descomposición de la fuerza de impacto en varios tipos de caída	69
Tabla 4. Desplazamiento máx. en función del número de elementos (linealidad).....	71
Tabla 5. Desplazamiento máx. en función del número de elementos (no linealidad)	71
Tabla 6. Valor de las componentes de carga en la validación del modelo	76
Tabla 7. Tensiones máximas en la validación del modelo	77
Tabla 8. Desplazamientos máximos en la validación del modelo	77
Tabla 9. Datos del material de partida	80
Tabla 10. Datos del material para diferentes edades	81
Tabla 11. Límite elástico del hueso cortical y trabecular	82
Tabla 12. Tensiones de Von Mises máx. en el hueso trabecular durante el ciclo de marcha.....	85
Tabla 13. Tensiones de Von Mises durante el ciclo de marcha	85
Tabla 14. Tensiones principales y tensión equivalente del criterio de Raghava y Robert durante el ciclo de marcha.....	87
Tabla 15. Tensiones y deformaciones principales máx. durante el ciclo de marcha	88
Tabla 16. Valores de las componentes de fuerza en varios tipos de caída.....	88
Tabla 17. Valores de tensión de Von Mises ante caída lateral (Rango edad 30-40).....	90
Tabla 18. Valores de tensión de Von Mises ante caída posterior (Rango edad 30-40)	92
Tabla 19. Valores de tensión de Von Mises ante caída posterolateral (Rango edad 30-40)	94
Tabla 20. Valores máximos de tensión de Von Mises ante caída	95
Tabla 21. Tensiones principales y tensión equivalente del criterio de Raghava y Robert en caída lateral	96
Tabla 22. Tensiones principales y tensión equivalente del criterio de Raghava y Robert en caída posterior	96

Modelo numérico de un fémur humano para el estudio del riesgo de fractura

Tabla 23. Tensiones principales y tensión equivalente del criterio de Raghava y Robert en caída posterolateral	96
Tabla 24. Deformaciones principales máximas en caída	97
Tabla 25. Tensión de Von Mises máxima y límite de fluencia para hueso cortical durante el ciclo de marcha.....	99
Tabla 26. Tensión equivalente y tensión límite del criterio de Raghava y Robert durante el ciclo de marcha.....	99
Tabla 27. Deformación principal máxima durante el ciclo de marcha.....	100
Tabla 28. Tensión equivalente del criterio de Raghava y Robert en caída	102
Tabla 29. Presupuesto del Trabajo Fin de Grado	110

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1. Células óseas	17
Figura 2.2. Esquema del tejido óseo	17
Figura 2.3. Hueso cortical y trabecular	19
Figura 2.4. Células sanguíneas producidas por hematopoyesis.....	20
Figura 2.5. Capas del cartílago de crecimiento	22
Figura 2.6. Crecimiento óseo	22
Figura 2.7. Remodelado óseo.....	25
Figura 2.8. Osteoporosis	26
Figura 2.9. Curva tensión-deformación.....	27
Figura 2.10. Resiliencia y tenacidad	29
Figura 2.11. Carga cíclica	30
Figura 2.12. Curva de Wöhler.....	31
Figura 2.13. Variación del Módulo de Young con la densidad en el hueso cortical.....	33
Figura 2.14. Variación del Módulo de Young con la densidad en el hueso trabecular	33
Figura 2.15. Dirección de las tensiones en un elemento infinitesimal	35
Figura 2.16. Direcciones consideradas en los criterios de rotura	38
Figura 2.17. Situación de fémur en la extremidad inferior del cuerpo	41
Figura 2.18. División del fémur	41
Figura 2.19. Partes del fémur	43
Figura 2.20. Músculos del miembro inferior	44
Figura 2.21. Configuración de la carga vertical aplicada sobre la cabeza femoral	45
Figura 2.22. Planos de simetría anatómicos	46
Figura 2.23. Articulación de cadera.....	46
Figura 2.24. Ligamentos de la articulación de cadera.....	47
Figura 2.25. Tipos de articulación de cadera según el ángulo de inclinación	47

Figura 2.26. Tipos de articulación del cadera según el ángulo de declinación	48
Figura 2.27. Esquema de las fases de la marcha humana.....	50
Figura 2.28. Fases del ciclo de marcha humana.....	51
Figura 2.29. Desplazamiento del centro de gravedad en la plano sagital durante el ciclo de marcha.....	52
Figura 2.30. Oscilación de la cadera durante medio ciclo de marcha.....	52
Figura 2.31. Péndulo Charpy para la realización de ensayos de impacto	53
Figura 3.1. Apartados del programa ABAQUS.....	59
Figura 4.1. Dimensiones del modelo del fémur	62
Figura 4.2. Sistemas de referencia definidos en el modelo	63
Figura 4.3. Orientación del tejido trabecular en la cabeza femoral.....	65
Figura 4.4. Orientación del tejido trabecular en la cuerpo del fémur	65
Figura 4.5. Condiciones de contorno: empotramiento de los cóndilos	67
Figura 4.6. Punto de aplicación de cargas en el centro de la cabeza femoral	67
Figura 4.7. Cargas aplicadas en función del peso a lo largo del ciclo de marcha.....	68
Figura 4.8. Consideraciones de direcciones de fuerzas y momentos en el programa HIP98	68
Figura 4.9. Dirección de aplicación de cargas y condiciones de contorno en caída	69
Figura 4.10. Amplitud de la carga de impacto	70
Figura 4.11. Análisis de sensibilidad de la malla	72
Figura 5.1. Condiciones de carga en la validación del modelo	76
Figura 6.1. Resultados de la tensión de Von Mises máxima en la hueso cortical durante el ciclo de marcha.....	83
Figura 6.2. Resultados de la tensión de Von Mises máxima en la hueso trabecular durante el ciclo de marcha	84
Figura 6.3. Gráfica de la tensión de Von Mises durante el ciclo de marcha para diferentes edades	86
Figura 6.4. Gráfica de la tensión equivalente máxima del criterio de Raghava y Robert durante el ciclo de marcha.....	87

Figura 6.5. Resultado de las tensiones en el hueso cortical ante caída lateral.....	89
Figura 6.6. Resultado de las tensiones en el hueso trabecular ante caída lateral	89
Figura 6.7. Gráfica de tensión de Von Mises ante caída lateral.....	90
Figura 6.8. Resultado de las tensiones en el hueso cortical ante caída posterior	91
Figura 6.9. Resultado de las tensiones en el hueso trabecular ante caída posterior	91
Figura 6.10. Gráfica de tensión de Von Mises ante caída posterior	92
Figura 6.11. Resultado de las tensiones en el hueso cortical ante caída posterolateral	93
Figura 6.12. Resultado de las tensiones en el hueso trabecular ante caída posterolateral	93
Figura 6.13. Gráfica de tensión de Von Mises ante caída posterolateral	94
Figura 6.14. Gráfica de la tensión de Von Mises máxima en caída.....	95
Figura 6.15. Gráfica de la tensión equivalente del criterio de Raghava y Robert en caída	97
Figura 7.1. Fracturas femoral por grupos de edad y sexo.....	105
Figura 8.1. Diagrama de Gantt del proyecto	110

1. INTRODUCCIÓN

Y OBJETIVOS

1.1. MOTIVACIÓN

La bioingeniería es la aplicación de los conceptos ingenieriles a la comprensión de problemas biológicos en el campo de la mecánica en general. Aún tiene mucho camino por recorrer, con grandes investigaciones que realizar que pueden aportar soluciones que faciliten la vida a las personas. El papel de los ingenieros es fundamental en este campo, cuya aportación se centra en buscar modelos que permitan asemejar el comportamiento del cuerpo a elementos mecánicos para ser capaces de estudiarlos. El estudio del comportamiento y la respuesta del esqueleto humano durante el desarrollo de ciertas actividades puede predecir el deterioro del mismo y de esta forma poner soluciones. En concreto el fémur, es uno de los huesos más solicitados del cuerpo humano ya que soporta, prácticamente, todo el peso del mismo. Su estudio, desde el punto de vista de la biomecánica, puede ayudar a prevenir el riesgo de fractura.

Por otra parte, el desarrollo de softwares que implementen el método de elementos finitos, actualmente es prácticamente imprescindible, y ha dado lugar a la obtención a resultados y criterios con los que estudiar el comportamiento mecánico cada vez más precisos.

1.2. OBJETIVOS

El objetivo principal de este proyecto es determinar el riesgo de fractura del fémur humano ante dos estados de carga diferentes, ciclo de marcha y caída, para cuatro segmentos de población distintos, agrupados en función de la edad, mediante el Método de los Elementos Finitos. Con la división de la población en estos grupos se busca un segundo objetivo, entender la variación de las propiedades mecánicas en los huesos y sus consecuencias a lo largo de la vida. Mediante un estudio tensional detallado se pretende obtener resultados que proporcionen la información deseada.

Para alcanzar el objetivo principal es necesaria la consecución de objetivos intermedios:

- Conocer y entender la biomecánica de los huesos con el fin de abordar el problema con los conocimientos suficientes para interpretar correctamente los resultados. Dentro de la biomecánica se incluye la estructura interna y externa de los huesos, el crecimiento óseo así como sus propiedades mecánicas.

Modelo numérico de un fémur humano para el estudio del riesgo de fractura

- Obtener información precisa sobre las características de los tejidos óseos que se van a estudiar.
- Obtener criterios de rotura válidos para aplicarlos a los resultados obtenidos del estudio.
- Desarrollar modelos numéricos para analizar el efecto de los diferentes estados de carga sobre el fémur.
- Interpretar los resultados para obtener conclusiones plausibles sobre los riesgos de rotura en cada caso estudiado.

El proyecto se va a llevar a cabo con el uso del software comercial Abaqus, por lo que otro de los objetivos que se persiguen con este trabajo es conocer la capacidad de cálculo y precisión en los mismos de dicho programa en un problema de geometría complicada como es la del fémur.

2. REVISIÓN

BIBLIOGRÁFICA

En los siguientes apartados se va a presentar una base teórica del Trabajo Fin de Grado, analizando la biomecánica de los huesos en general: estructura, propiedades mecánicas, material, dinámica, etc. para posteriormente centrarse en el fémur, hueso sobre el que se ha realizado el estudio. Se expondrán las partes de dicho hueso junto con los estados de carga a los que puede estar sometido y los criterios de fractura aplicados.

2.1. BIOMECÁNICA DEL HUESO

Los huesos son formaciones muy duras y resistentes que en su conjunto forman el esqueleto humano (más de 200 huesos). Para entender su comportamiento, este apartado se centra en su composición, funcionalidad, dinámica de crecimiento... Más profundamente, se abordan las propiedades que lo caracterizan que, como se mostrará, pueden asociarse a múltiples consideraciones, y los criterios de fractura desarrollados por diversos autores para determinar la rotura del fémur.

2.1.1.COMPOSICIÓN

La descripción del hueso puede enfocarse de dos formas diferentes: en términos biológicos, entendido como un tejido; o en términos mecánicos, entendido como una estructura [2], [3], [5], [11].

Analizando el hueso desde el punto de vista biológico, se puede considerar como un tejido conectivo, encargado de soportar las estructuras del cuerpo y conectar los diferentes tejidos que lo forman. Concretamente, el hueso está compuesto principalmente por tejido conectivo óseo y en menor medida, por tejido conectivo adiposo. Dicho tejido óseo (ver figura 2.2) está compuesto, a su vez, por:

- **Células:** se pueden distinguir dos líneas celulares diferenciadas por su funcionalidad. Por un lado se encuentra la línea formadora, compuesta por los osteoblastos y los osteocitos. Los osteoblastos son las células que forman el hueso y tienen una acción local superficial. Los osteocitos se encuentran dentro del hueso calcificado, atrapados en lagunas o cavidades de la matriz ósea. También existen las células de borde, con la misma función que los osteocitos, pero no quedan atrapadas en la matriz, si no que se sitúan sobre la superficie cubriéndola completamente (ver figura 2.1).

Por otro lado se distinguen las células destructoras, los osteoclastos, que erosionan el hueso por su capacidad de multinucleación.

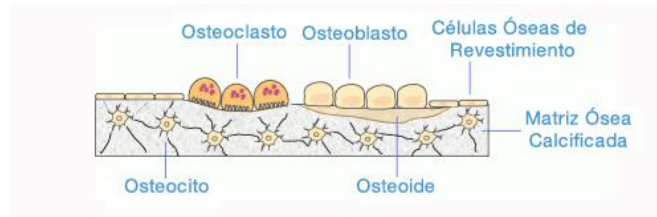


Figura 2.1 Células óseas [51]

- **Matriz ósea o sustancia intercelular:** la mayor parte del peso del tejido se debe al componente inorgánico de la matriz ósea (aproximadamente un 70%), responsable de la dureza, la rigidez y la resistencia a compresión de los huesos. Dicha fase inorgánica está formada por cristales de fosfato de calcio, también conocidos como hidroxiapatita, con iones de carbono ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) que impregnan la fase orgánica de la sustancia intercelular (entre un 22% y un 30% del peso del tejido). También lo forman fibras de colágeno del tipo I, en su mayoría, y en menor cantidad, otro tipo de proteínas como glucoproteína, osteocalcina, factores de crecimiento... El componente orgánico es el responsable de la flexibilidad y la resistencia a la tensión de la matriz.

El último componente de la matriz intercelular es el agua, cuya presencia se limita a un 5%-8% del peso. La función del agua no está muy clara, pero las propiedades mecánicas se ven alteradas en función de la cantidad de agua presente en la matriz.

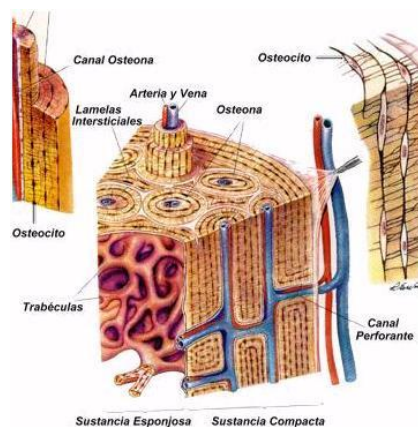


Figura 2.2 Esquema del tejido óseo [52]

Modelo numérico de un fémur humano para el estudio del riesgo de fractura

Analizándolo ahora desde el punto de vista mecánico, el hueso puede ser considerado como una estructura compuesta por vasos sanguíneos y linfáticos, nervios y tejido óseo, pero en este caso, no se estudia la composición química del tejido óseo, sino sus partes y tipos. Observando el hueso a nivel microscópico se observan dos tipos de tejido:

- **Hueso primario:** también denominado hueso primitivo o inmaduro, es la primera fase de cualquier hueso. Aparece en embriones y niños de hasta 4 años, edad a la cual finaliza el proceso de conversión a hueso laminar, y en la región metafisaria de los huesos en crecimiento (diáfisis, zona central del hueso). Además, este tipo de tejido está presente en zonas con procesos tumorales y callos de fractura. Se caracteriza por la presencia de fibras de colágeno en la matriz intercelular cuya orientación y diámetro son variables. Esto hace que su comportamiento mecánico sea isótropo, es decir, independiente de la dirección de estudio, no hay orientaciones preferentes.
- **Hueso laminar:** está presente en el hueso adulto, por lo que también se denomina hueso maduro. Desde el primer mes de vida de un bebé, hasta los 4 años de edad, el hueso laminar va sustituyendo poco a poco al hueso primario mediante su reabsorción. Sus fibras de colágeno están mineralizadas y organizadas, ya sea, alineadas longitudinalmente o de forma concéntrica, lo que proporciona propiedades mecánicas anisótropas, es decir, existen direcciones de estudio de las propiedades en las que los resultados son mejores que en otras. Por ejemplo, la resistencia a la aplicación de una fuerza de tracción es mayor en la dirección paralela al eje de las fibras de colágeno que en las demás.

Ambos tipos de tejidos están a su vez organizados estructuralmente, a nivel macroscópico. La región interior es rugosa y esponjosa y recibe el nombre de hueso trabecular o esponjoso mientras que la región exterior, superficial y dura, se denomina hueso cortical que rodea y cubre al esponjoso (ver figura 2.3):

- **Hueso trabecular o esponjoso:** está presente en todos los huesos del cuerpo, pero con mayor presencia en las regiones centrales (epífisis) de los huesos largos y en el interior de los huesos cortos, como las vértebras, y los planos. Está formado por las trabéculas, red tridimensional de material óseo cuya orientación está definida por las fuerzas que actúan sobre cada hueso de forma predominante. Se caracteriza por su gran porosidad y su capacidad para resistir fuerzas de compresión y cizalladura. La porosidad y gran

superficie mencionadas permiten el desarrollo de sus funciones de recambio metabólico óseo superficial.

- **Hueso cortical:** recibe el nombre de hueso compacto debido a su elevada densidad (posee una masa 8 veces superior a la del hueso trabecular). Se caracteriza por su compleja estructura, constituida por el sistema haversiano, el cual permite realizar las funciones mecánicas del hueso (soportar esfuerzos de flexión, torsión y compresión) y los intercambios metabólicos. La osteona es la unidad básica del sistema haversiano y está formada por un canal central, el canal de Havers que recoge vasos sanguíneos y nervios, cubierto circunferencialmente por capas de hueso laminar y están orientadas sobre el eje longitudinal del hueso (ver Figura 2.2). Los huecos entre osteonas adyacentes están cubiertos por laminillas intersticiales de hueso laminar y las laminillas circunferenciales internas y externas que las delimitan y separan del resto del hueso.

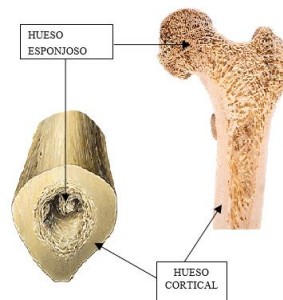


Figura 2.3 Hueso cortical y trabecular [25]

2.1.2. FUNCIONALIDAD

Al igual que en apartados anteriores, las funcionalidades del hueso puede clasificarse en biológicas y mecánicas [11], [42], [43]:

Funcionalidad biológica

- **Regulación del metabolismo:** los huesos actúan como reserva mineral de iones de gran importancia para el organismo como el calcio, el fósforo, el magnesio, el sodio y el hidrógeno.

- **Hematopoyesis:** es la producción de células sanguíneas (ver Figura 2.4) gracias a la médula ósea roja presente en el hueso trabecular de algunos huesos, especialmente huesos largos.

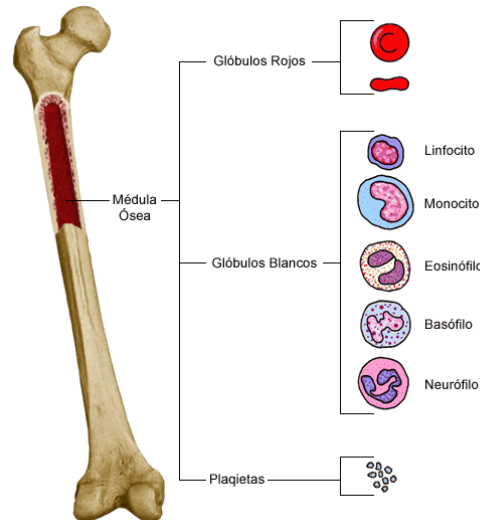


Figura 2.4 Células sanguíneas producidas por hematopoyesis [53]

Funcionalidad mecánica

- **Protección:** muchos huesos forman cavidades donde se alojan órganos vitales, proporcionándoles protección frente a traumatismos, como por ejemplo la columna vertebral a la médula espinal, el cráneo al cerebro o el tórax a los pulmones y al corazón.
- **Estabilidad:** la rigidez de los huesos permite el sostén de todos los órganos y tejidos del cuerpo, proporcionando al conjunto la estabilidad necesaria del cuerpo humano.
- **Movilidad:** los huesos actúan como fijación para los músculos, lo que permite el desarrollo de movimientos. Cada hueso posee una estructura en función de las necesidades mecánicas, marcadas por las funciones que va a desarrollar dicho hueso, y una relación masa-resistencia de elevada eficacia que permite la realización de los mismos.

2.1.3. DINÁMICA DEL HUESO

El hueso es una estructura en continua evolución, ya sea mediante el crecimiento óseo, el modelado o la remodelación [3], [5], [9].

Crecimiento óseo

El crecimiento óseo se puede analizar en dos componentes: lineal (longitudinal) y grosor (espesor). El crecimiento lineal comienza en la tapa embrionaria y finaliza en la pubertad, pudiendo variar esta fecha de unos individuos a otros. Es un crecimiento que tiene lugar en el cartílago de la placa del crecimiento, situada entre la epífisis y la diáfisis del hueso (ver Figura 2.6). Este crecimiento se produce por un aumento en la longitud del cartílago, resultado de las divisiones celulares de la placa de crecimiento, que finalmente será sustituido por hueso maduro. En el cartílago se pueden distinguir 4 capas:

- **Capa germinal:** más cercana a la epífisis del hueso en la que se sintetiza gran parte de la matriz extracelular.
- **Capa proliferativa:** contiene células cartilaginosas que se colocan en columnas paralelas en la dirección longitudinal del hueso. Estas células sufren continuas divisiones y, al igual que en la capa germinal, se aprecia una importante síntesis de matriz extracelular.
- **Capa de cartílago hipertrófico:** compuesta por células de forma redondeada que aumentan su tamaño conforme se distancian de la capa germinal.
- **Capa de cartílago calcificado:** sufre un proceso de mineralización que da lugar a hueso inmaduro que posteriormente será sustituido por hueso laminar.

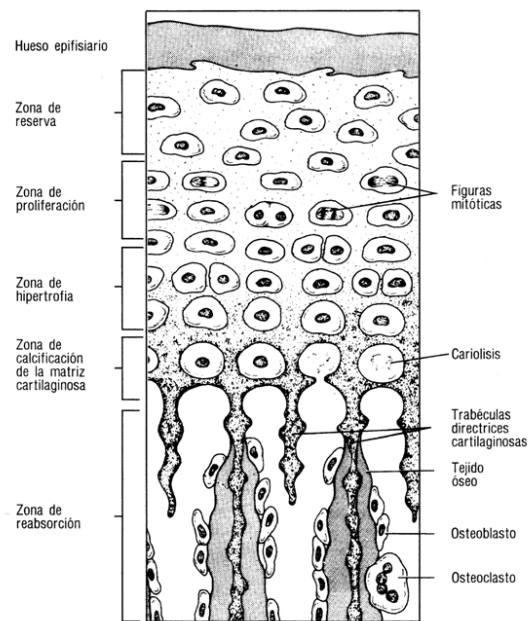


Figura 2.5 Capas del cartílago de crecimiento [54]

La placa de crecimiento se encuentra rodeada por el surco de osificación de Ranvier y por el anillo pericondral de La Croix. Estas dos estructuras son las encargadas del crecimiento del espesor del hueso, el surco de osificación actúa como reserva y los condrocitos (células del cartílago) hacen que aumente el ancho de la placa de crecimiento. Por su parte, el anillo pericondral es el encargado de mantener la unión del hueso con la placa de cartílago dotándola de soporte mecánico.

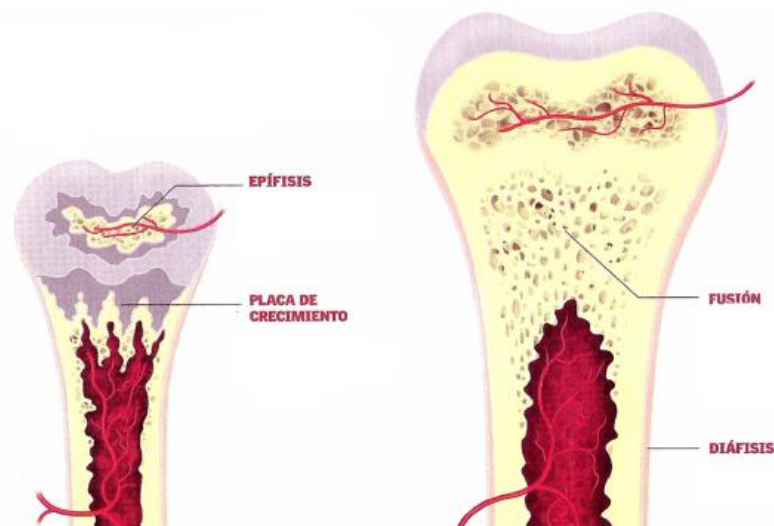


Figura 2.6 Crecimiento óseo [55]

Modelo numérico de un fémur humano para el estudio del riesgo de fractura

El crecimiento óseo está impulsado por ciertas hormonas como las del crecimiento, la tiroidea y la insulina o las hormonas sexuales que favorecen la maduración del hueso. Existen factores mecánicos que condicionan el crecimiento: los esfuerzos de compresión o grandes fuerzas de tracción paralelas a la dirección longitudinal del hueso pueden frenar la actividad de la placa de crecimiento o incluso fracturar el cartílago. Esto se refleja en el hecho de que la mayoría de los gimnastas y deportistas profesionales que realizan duros entrenamientos desde niños suelen tener una estatura reducida en comparación a otros individuos de la misma edad. Las fuerzas de tracción pequeñas pueden favorecer el crecimiento de los huesos. Si las fuerzas aplicadas tienen una dirección perpendicular al eje del hueso, provocan deformaciones proporcionales a la fuerza, aunque tienen un menor impacto en huesos de diámetro elevado.

Modelado óseo

El hueso sufre cambios y modificaciones hasta que alcanza la configuración de hueso adulto, que está formado, en su mayor parte, por hueso laminar. El hueso primario o inmaduro va siendo sustituido poco a poco mediante la generación de osteonas o sistemas de Havers, componente principal del hueso cortical. La zona cortical va disminuyendo su espesor, contribuyendo así al aumento diametral óseo. Los procesos de reabsorción y formación de hueso son continuos a lo largo de toda la vida, fomentado principalmente por factores físicos. Este hecho se explica mediante la Ley de Wolff: “El hueso tiene la capacidad de modelarse alterando su tamaño, forma y estructura, para adaptarse a las exigencias mecánicas que sobre él actúan.” Esto quiere decir que el hueso humano sufre cambios en función de las sollicitaciones mecánicas a las que está sometido, como el peso, los esfuerzos al andar o al realizar cualquier tipo de actividad física. El hueso es una estructura y busca la mejor configuración para aguantar las cargas mecánicas, por ejemplo, a nivel interno las trabéculas del hueso esponjoso se orientan en la dirección de aplicación de la carga.

Remodelado óseo

El remodelado óseo es un proceso de formación y resorción continuo al que están sometidos los huesos. Como se ha explicado, los huesos son estructuras dinámicas que tienden a cambiar su estructura y buscar la mejor adaptación. En el caso de la remodelación, el hueso sufre un proceso de renovación del tejido óseo. Es un proceso que se repite y dura 4 meses, en el caso de personas adultas y sucede de forma local, en cada proceso de remodelación se sustituye parte del tejido óseo de algunos huesos: en las actividades diarias, los huesos sufren fisuras y microgrietas que la remodelación se encarga de reparar para que las estructuras

óseas se encuentren siempre en condiciones óptimas, podría decirse que la remodelación cumple una función de mantenimiento de los huesos. Antes de explicar el proceso de remodelado, es necesario conocer algunos conceptos:

- **BMU (Basic Multicellular Unit):** conjunto de células óseas, aproximadamente 10 osteoclastos y cientos de osteoblastos que actúan de forma coordinada y secuencial en el proceso de remodelado interno.
- **BSU (Bone Structural Unit):** unidad estructural ósea que surge tras la actuación de la BMU.
- **Balance óseo:** diferencia de hueso absorbido y formado por unidad de tiempo. Este balance es positivo en personas de hasta 30 años, se mantiene nulo entre los 30 y los 40, y comienza a ser negativo a partir de entonces. El balance negativo es más acusado en mujeres tras la aparición de la menopausia.

A grandes rasgos, el proceso de remodelado consiste en la acción conjunta de osteoclastos, que erosionan la superficie ósea, y osteoblastos, células formadoras del hueso (ver figura 2.7). La secuencia puede dividirse en las siguientes acciones:

- **Activación:** es el proceso por el cual la remodelación comienza a tener lugar. Las células de borde son las encargadas de activarlo y lo hacen cuando dejan de recibir el estímulo inhibitorio por parte de los osteocitos. La carga mecánica a la que están sometidos los huesos hace que aumente o disminuya el tamaño de las cavidades donde se encuentran los osteocitos. Esta diferencia provoca un flujo laminar de fluido extracelular que es detectado por los osteocitos, al que responden mandando señales inhibitorias a las células de borde. En el momento en el que este flujo sea interrumpido por la inactividad de un hueso (por una fractura) o por la presencia de microgrietas de las que se habló al principio del apartado, los osteocitos dejan de enviar la señal provocando la puesta en marcha del proceso de remodelación. La cantidad de BMUs activas determinará la velocidad de remodelación y la capacidad de formación y reabsorción.
- **Resorción:** esta fase comienza con la actuación de los osteoclastos, células destructoras, en un punto localizado de la estructura ósea. Los osteoclastos comienzan a erosionar o reabsorber hueso dando lugar a una cavidad en el hueso trabecular conocida como laguna de Howship, y una cavidad alargada en el hueso cortical. Estos huecos incrementan su tamaño con el avance de los osteoclastos que eliminan el hueso

viejo mediante su reabsorción. Este proceso puede durar entre 1 y 3 semanas y le sigue un periodo de inactividad.

- **Formación ósea:** tras el periodo de inactividad (quiescencia) en el que no se ha formado hueso, aparecen los osteoblastos que comienzan a generar hueso nuevo en la cavidad formada mediante la deposición de una capa muy fina de matriz ósea, denominada ribete de osteoide. Esta capa aún no está mineralizada y tras 10 o 20 días de maduración de la matriz comienza la formación de cristales de hidroxapatita en ella. La mineralización se lleva a cabo en dos fases, una primera fase de pocos días de duración en la que se sustituye la mayor parte de agua atrapada en el colágeno por minerales, y una segunda fase mucho más lenta en la que se finaliza el proceso desalojando todo el agua posible y sustituyéndola por minerales. Le sigue un periodo de quiescencia mayor.

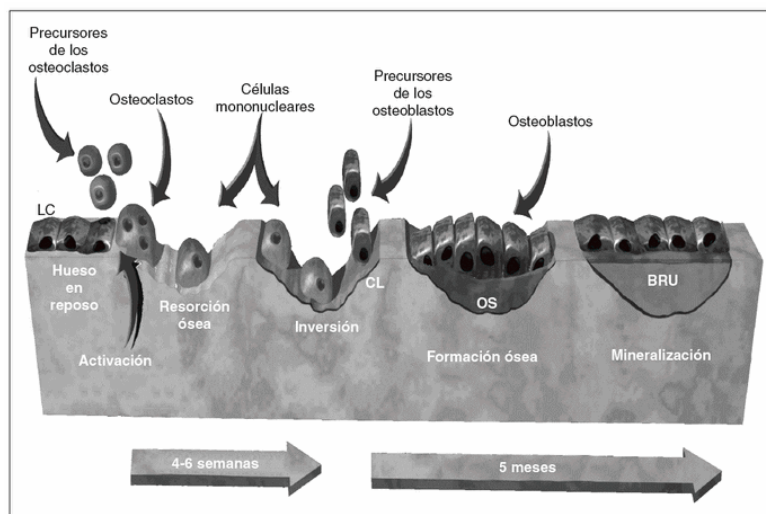


Figura 2.7 Remodelado óseo [56]

2.1.4. OSTEOPOROSIS

La osteoporosis es una enfermedad que consiste en la disminución de la masa ósea, es decir, una disminución en el número de trabéculas del hueso trabecular y en el deterioro de la microestructura ósea. Esto da lugar a un aumento de fragilidad en los huesos y con ellos a un mayor riesgo de fractura. La principal causa de la aparición de esta enfermedad es la

insuficiencia de masa ósea, pero existen otras como la excesiva reabsorción del hueso debida a la acción de los osteoclastos o la mala formación ósea de los osteoblastos [44].

Mediante un estudio del contenido mineral del hueso, llamado densitometría ósea, es posible detectar la osteoporosis y el grado de avance en el que se encuentra. Se toma como referencia la escala T que determina la densidad ósea de individuos de 20 años de edad y mismo sexo [44].

- **Normal:** densidad ósea con valor dentro del rango de desviación típica superior a -1 en la escala T.
- **Osteopenia:** densidad ósea con valor dentro del rango de desviación típica inferior a -1 y superior a -2.5 en la escala T.
- **Osteoporosis:** densidad ósea con valor dentro del rango de desviación típica inferior a -2.5.

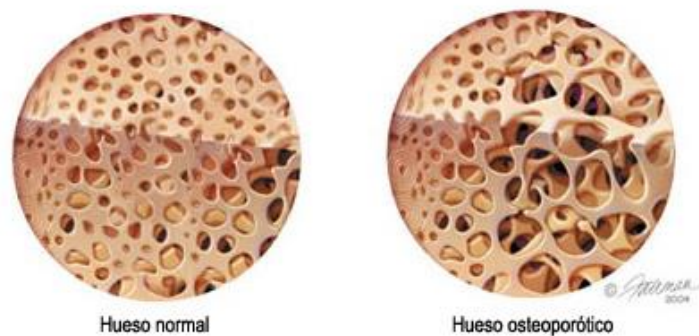


Figura 2.8 Osteoporosis [57]

La aparición de la osteoporosis tiene factores genéticos, factores derivados de una mala alimentación o de una vida sedentaria pero la mayor causa de la manifestación de esta enfermedad se produce en mujeres postmenopáusicas debido a las grandes carencias hormonales.

2.1.5. PROPIEDADES DEL TEJIDO ÓSEO

En este apartado se expone el comportamiento del hueso como estructura, es decir, sus propiedades mecánicas y las variaciones que presentan en función de ciertas variables como puede ser el grado de mineralización, su microestructura o la densidad aparente de cada una de sus partes.

2.1.5.1. PROPIEDADES MECÁNICAS

Como se ha explicado en el apartado de funcionalidades mecánicas de los huesos, el esqueleto conforma una estructura que permite al cuerpo humano moverse gracias a la contracción y extensión de los músculos que se insertan en él. Los huesos, por tanto, están sometidos a la acción del peso propio del cuerpo y a las fuerzas que ejercen los músculos sobre ellos. Estos esfuerzos son transmitidos de unos huesos a otros mediante las articulaciones, lo que convierte al esqueleto en un elemento pasivo. Para que todo esto sea posible, los huesos poseen tres propiedades mecánicas fundamentales, las cuales varían del hueso cortical al hueso trabecular: resistencia, elasticidad y rigidez [2], [5], [11], [45].

Resistencia y elasticidad

La resistencia es la fuerza o tensión que soportan los materiales antes de romperse, es importante analizar la deformación que sufre el material, el hueso en este caso, mientras se aplica la carga y la energía que almacena durante dicha deformación. La resistencia de un cuerpo se representa mediante la curva tensión-deformación.

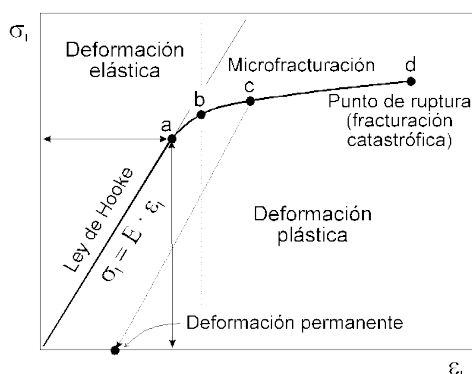


Figura 2.9 Curva tensión-deformación [58]

Esta curva se obtiene realizando un ensayo de tracción, aplicando tensión de forma uniaxial a una probeta y graficando las deformaciones obtenidas para cada valor de tensión aplicada. En el caso de los huesos, existen zonas isótropas en las que la curva será única para ese tipo de material, y otras anisótropas, en las que se obtiene una curva diferente en función de la orientación de la carga aplicada, existiendo direcciones preferentes en las que se obtienen mejores resultados de resistencia. Posteriormente se analizarán las diferencias entre considerar el hueso como una estructura isótropa y una estructura ortótropa (tipo específico de anisotropía). Como se puede observar en la Figura 2.9, se aprecia una primera zona lineal, conocida como región elástica, en la que el elemento analizado sufre una deformación no

permanente. Cuando cesa la carga el elemento recupera su forma original. Este comportamiento está definido por la Ley de la elasticidad de Hooke que relaciona la tensión soportada por la muestra con la deformación sufrida mediante constantes que dependen de las propiedades del material como son el Módulo de Young (E), que proporciona una idea de la rigidez del material y el coeficiente de Poisson (ν), que relaciona las deformaciones longitudinales y transversales. Para el caso unidimensional más sencillo la ecuación que proporciona la relación es:

$$\sigma = E\varepsilon \quad (2.1)$$

Donde:

σ es la tensión aplicada en MPa,

E el módulo de Young en MPa, y

ε la deformación sufrida.

Cuando finaliza la región elástica, comienza una región plástica cuyo comportamiento deja de ser lineal y se producen deformaciones permanentes en las que el material solo recupera parte de su forma original cuando se deja de aplicar la carga. El punto de inflexión entre la región elástica y plástica se denomina límite elástico y es el valor de tensión a partir del cual las deformaciones comienzan a ser irreversibles.

Energía

Durante las deformaciones elásticas, el hueso es capaz de almacenar energía que, cuando cesa la carga, utiliza para recuperar su forma original. Este concepto se conoce como *resiliencia*. Otro concepto importante es la *tenacidad*, energía total almacena por el material durante todo el proceso de deformación. Esta energía se corresponde al área bajo la curva de la gráfica tensión-deformación (ver Figura 2.10). En el caso de la región elástica para un estudio unidimensional, la energía almacenada se puede obtener de la siguiente forma:

$$U = \frac{1}{2} \varepsilon \sigma = \frac{1}{2} \frac{\sigma^2}{E} = \frac{1}{2} \varepsilon^2 E \quad (2.2)$$

Donde U es la energía de deformación por unidad de volumen.

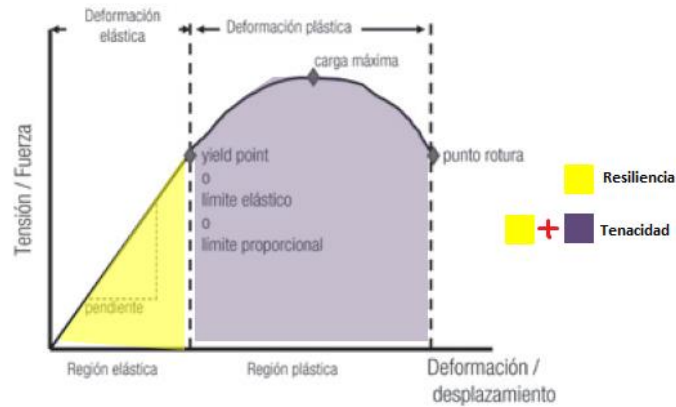


Figura 2.10 Resiliencia y tenacidad [59]

Viscoelasticidad

Como tejidos biológicos, los huesos presentan un comportamiento viscoelástico. Su parte elástica ha sido explicada anteriormente, en la que se aplica una carga y el hueso sufre una deformación no permanente y recupera su forma original. La viscosidad es una propiedad de los fluidos asociada al desplazamiento de átomos y moléculas en el seno del mismo. Un fluido viscoso al que se aplica un esfuerzo, tiene la propiedad de que dicho esfuerzo, es directamente proporcional a la velocidad de deformación pero independiente de la magnitud de la misma. La deformación producida por la carga no se recupera cuando cesa la misma. Los huesos se encuentran en un punto intermedio entre los dos comportamientos, tras retirar la carga el cuerpo recupera parte de su forma. Es importante no confundir este concepto con el de deformación plástica. La deformación plástica se produce por el desplazamiento a posiciones más estables de defectos lineales de la red cristalina como las dislocaciones, mientras que las deformaciones producidas por las características viscoelásticas se deben a desplazamientos moleculares. El tiempo de relajación es el parámetro que relaciona ambos comportamientos:

$$\tau = \frac{\eta}{E}$$

(2.3)

Donde:

τ es el tiempo de relajación,

η es la viscosidad del material.

La consecuencia directa de esto es la dependencia de la curva tensión-deformación con la velocidad de aplicación de la carga. Para una misma deformación, cuanto mayor sea la velocidad de aplicación, mayor será la tensión necesaria para producirla. Otra muestra de la importancia de este estudio, es la diferencia de resultado entre el estudio de un hueso seco, y el de un hueso en su estado natural, húmedo. El hueso seco es mucho más resistente pero si la carga se aplica a gran velocidad, en el hueso húmedo se observa una mayor resistencia y una mayor capacidad de absorción de energía.

Fatiga

La fatiga es un fenómeno que aparece cuando un material o estructura está sometido a cargas cíclicas, es decir, cargas repetidas a lo largo del tiempo. Se ha observado que la fractura, cuando aparecen cargas cíclicas, se produce bajo cargas de valores inferiores que la carga máxima calculada para su resistencia. A medida que aumenta la frecuencia de aplicación de dichas cargas disminuye el valor de tensión soportada. Todas las acciones de la vida diaria a las que se ven sometidos los huesos, son acciones cíclicas. El fémur soporta fuerzas sobre su parte superior al andar que aparecen y desaparecen cuando se cambia el apoyo de un pie a otro. Este problema no es tan acusado como parece ya que el hueso es una estructura en continua regeneración y debido a su formación y resorción continua, no hay un exceso de daño acumulado por fatiga.

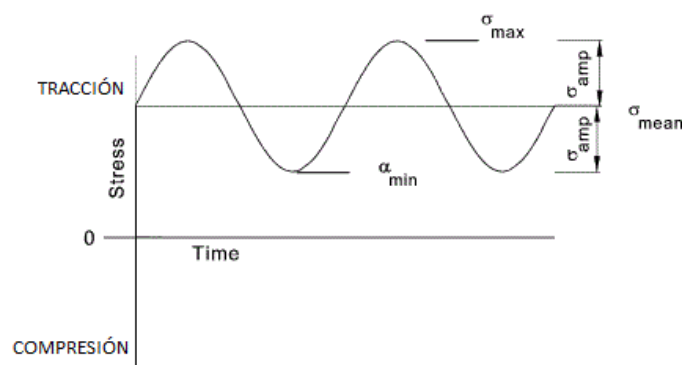


Figura 2.11 Carga cíclica [60]

Los resultados de un proceso de fatiga se muestran en las curvas de Wöhler, en las que se mide la amplitud de la carga variable capaz de soportar en función del número de ciclos al que está sometido.

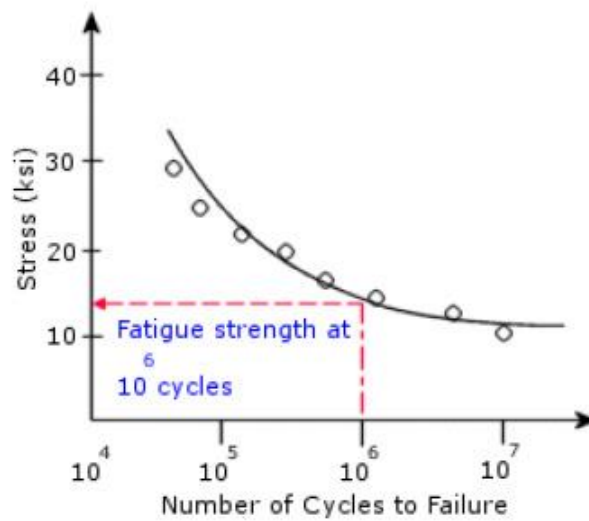


Figura 2.12 Curva de Wöhler [60]

2.1.5.2. FACTORES QUE AFECTAN A LAS PROPIEDADES

Existen tres factores principales que condicionan las propiedades mecánicas de los huesos [2], [9], [11], [18], [38]:

Contenido mineral

El contenido mineral de un hueso es la medida de la cantidad de minerales, como calcio y el fósforo, que contiene en su interior. Se calcula en porcentaje, como el peso de la fase mineral entre el peso de hueso seco. Las variaciones que sufre el contenido mineral no son elevadas pero tiene una gran repercusión en las propiedades ya que lo fragilizan, haciéndolo propenso a las fracturas.

La fracción de ceniza se define como la relación entre la masa de ceniza y la masa seca del hueso. En apartados anteriores se ha explicado la composición de los huesos: agua, colágeno, minerales... Cuando el hueso se seca en un horno y se evapora toda el agua, el peso de la muestra se denomina masa seca. Posteriormente se vuelve a calentar a mayor temperatura, evaporándose la fase orgánica (colágeno y proteínas) obteniendo así la masa de ceniza.

Según estudios realizados por C.J. Hernandez [38], la fracción de ceniza (α) y la fracción volumétrica del hueso (v) afectan a las propiedades de la siguiente forma:

$$E = 84370 \cdot v_b^{2,58} \cdot \alpha^{2,74} \quad (2.4)$$

$$\sigma = 794.33 \cdot v_b^{1,92} \cdot \alpha^{2,79} \quad (2.5)$$

Donde:

E es el Módulo de Young en MPa y

σ es la resistencia última del material MPa.

Densidad aparente

Cuando se describen las características de un hueso se habla de dos tipos de densidades. La densidad absoluta es la masa total del hueso entre el volumen que ocupa y no es de gran interés en el análisis. Este dato debe tomarse con el hueso en su estado natural, es decir, en estado húmedo. Este valor es muy similar tanto para el hueso trabecular como para el hueso cortical, entre 1,85 y 2 g/cm³ [2]. El hueso trabecular necesita un tratamiento especial y el dato que aporta más información y despierta más interés es el de la densidad aparente. Esta densidad proporciona una idea de la porosidad de la muestra, ya que se calcula como la masa de las trabéculas sin la grasa que normalmente está atrapada entre ellas entre el volumen de la muestra. Este valor puede variar desde 0,15 hasta 1 g/cm³ [2]. También se puede calcular la densidad aparente del hueso cortical pero apenas difiere de la densidad absoluta.

Según Lotz et al. (1991) [18] la dependencia del Módulo de Young con la densidad aparente se rige por la siguiente relación:

- Hueso cortical:

$$E = 2065\rho_{apar}^{3,09}$$

(2.6)

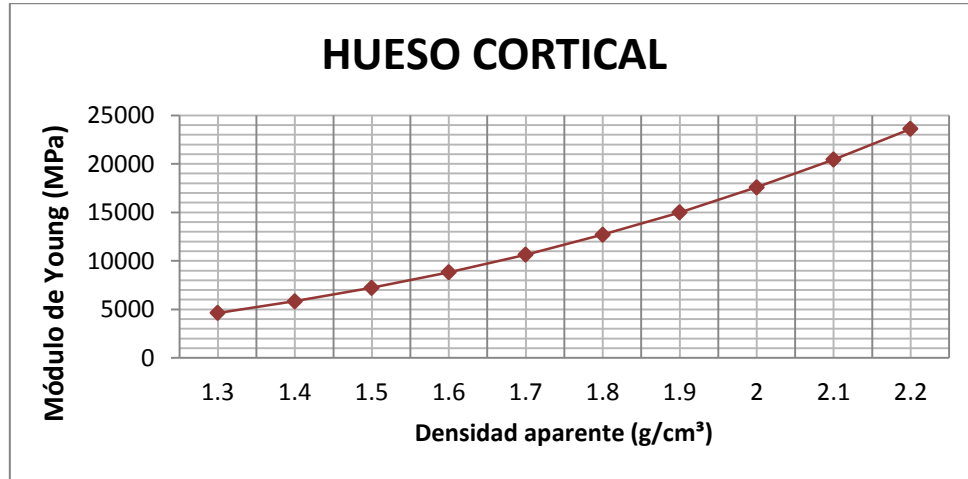


Figura 2.13 Variación del Módulo de Young con la densidad aparente en el hueso cortical

- Hueso trabecular:

$$E = 1904\rho_{apar}^{1,64}$$

(2.7)

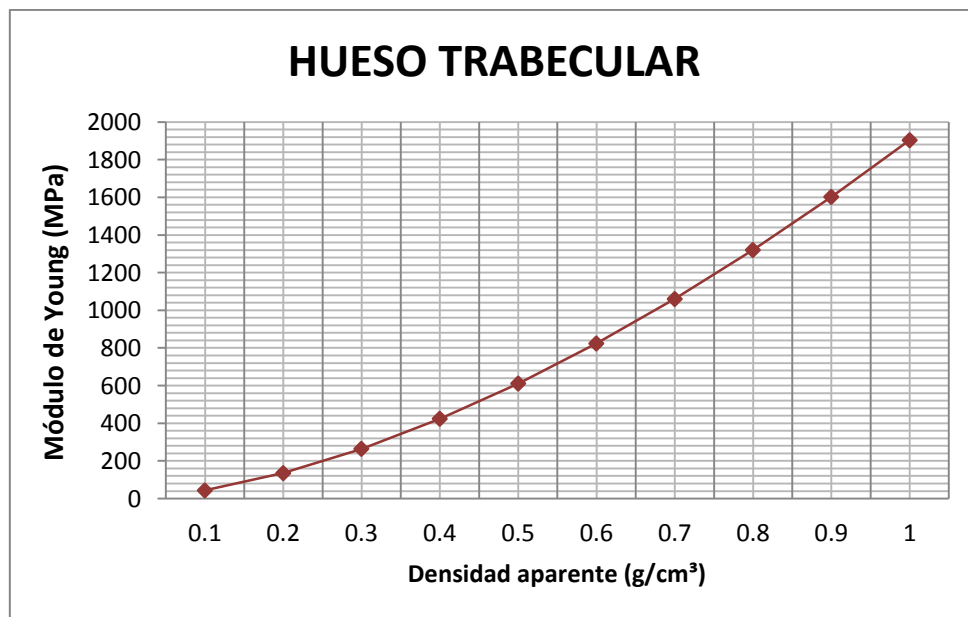


Figura 2.14 Variación del Módulo de Young con la densidad aparente en el hueso trabecular

Microestructura

La microestructura influye en las propiedades mecánicas desde el punto de vista de la creación de orientaciones preferentes. Este concepto se desarrolla ampliamente en el siguiente capítulo.

2.1.6. CARACTERIZACIÓN DEL MATERIAL ÓSEO

El hueso es una estructura muy compleja de la que se pueden hacer múltiples interpretaciones y consideraciones. Este apartado tiene como finalidad explicar y definir cuáles de ellas se van a tener en cuenta [2], [11], [20], [25], [34].

A la hora de realizar estudios, el hueso es considerado un material elástico lineal, ya que presenta una pequeña región plástica antes de romper que puede despreciarse para realizar los cálculos [2]. Por ello puede aplicarse la Ley de Hooke ya mencionada para definir su comportamiento:

$$\begin{aligned}
 [\sigma] &= C[\varepsilon] \\
 [\sigma] &= [\sigma_{11} \ \sigma_{22} \ \sigma_{33} \ \sigma_{23} \ \sigma_{13} \ \sigma_{12}] \\
 [\varepsilon] &= [\varepsilon_{11} \ \varepsilon_{22} \ \varepsilon_{33} \ \varepsilon_{23} \ \varepsilon_{13} \ \varepsilon_{12}]
 \end{aligned}
 \tag{2.8}$$

Donde:

$[\sigma]$ Representa el vector de tensiones,

$[\varepsilon]$ el vector de deformaciones,

σ_{ij} y ε_{ij} cada una de las componentes de los vectores anteriores y

C la matriz de rigidez.

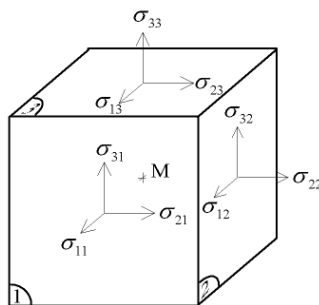


Figura 2.15 Dirección de las tensiones en un elemento infinitesimal [61]

La matriz de rigidez contiene una serie de constantes que son función de las propiedades del material y en función del grado de anisotropía del material habrá un número de componentes independientes. Un material es más anisotrópico cuantos menos planos de simetría elástica tenga y, como consecuencia, habrá más componentes independientes en la matriz de rigidez. Esta matriz es de tamaño (6x6), por lo tanto tendrá 36 elementos.

En el caso más general, es decir, en el caso extremo de anisotropía, habrá 21 elementos independientes ya que la matriz es simétrica ($c_{ij}=c_{ji}$). Esto se debe al Teorema de reciprocidad de Maxwell-Betti de la resistencia de materiales: “En un sólido elástico, el trabajo realizado por un sistema de fuerzas P_i al aplicar un sistema de fuerzas Q_i es igual al trabajo realizado por el sistema Q_i al aplicar P_i ”. Se ha definido el hueso como elástico lineal, y debido a esa linealidad, la aplicación de unas determinadas cargas debe producir un único estado elástico final

En el caso de los huesos se van a hacer dos consideraciones:

La primera (utilizada en el apartado 5.1. VALIDACIÓN DEL MODELO), es considerar el hueso trabecular y el hueso cortical como elementos isótropos. De esta forma puede realizarse un cálculo simplificado que sirve como primera aproximación de resultados. Al considerarlos isótropos, se asume que existe simetría elástica en todos los planos y no se muestran direcciones preferentes. Para este caso la matriz de rigidez que se obtiene es de la siguiente forma:

$$C = \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{12} & 0 & 0 & 0 \\ c_{12} & c_{11} & c_{12} & 0 & 0 & 0 \\ c_{12} & c_{12} & c_{11} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{c_{11}-c_{12}}{2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{c_{11}-c_{12}}{2} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{c_{11}-c_{12}}{2} \end{bmatrix}$$

Donde:

$$c_{11} = \frac{E}{1 - \nu^2} \quad c_{12} = \nu \cdot \frac{E}{1 - \nu^2} \quad (2.9)$$

Como se puede apreciar en la matriz solo hay dos componentes independientes.

La segunda consideración depende del tipo de estructura y análisis que se desee hacer. El hueso podría considerarse un material transversalmente isótropo, en el que haya un solo eje de simetría elástica u ortótropo, con doble simetría rotacional. Si se considera transversalmente isótropo, se asume que las propiedades en el eje del hueso son distintas a las del plano perpendicular a él, pero las propiedades en las dos direcciones que forman el plano son iguales. Si por el contrario, estas dos direcciones, radial y circunferencial, son distintas, se considera una estructura ortótropa. Para este proyecto se va a estudiar el material como ortótropo, en el que las propiedades son mejores en el eje longitudinal del hueso.

Cuando se habla de material ortótropo la matriz de rigidez tiene 9 componentes independientes:

$$C = \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} & 0 & 0 & 0 \\ c_{12} & c_{22} & c_{23} & 0 & 0 & 0 \\ c_{13} & c_{23} & c_{33} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & c_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & c_{55} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & c_{66} \end{bmatrix}$$

Todas las componentes dependen de los Módulos de elasticidad de las 3 direcciones (E_1, E_2, E_3), los coeficientes de Poisson ($\nu_{12}, \nu_{13}, \nu_{23}$) y del Módulo de elasticidad transversal o de cizalladura (G_{12}, G_{23}, G_{13}).

Existen muchos estudios realizados sobre la consideración de los materiales. En muchos de ellos se realiza un estudio comparativo, como el que se va a llevar a cabo en este proyecto para la validación del modelo elegido, en el que se considera el hueso trabecular y cortical como un material isótropo y se comparan los resultados con la consideración de

material ortótropo [34]. Por otro lado, otros muchos artículos consideran el hueso cortical como una estructura ortótropa y el trabecular como isótropo [20], [25], [34].

El hueso cortical no se asemeja a una estructura isótropa aunque se haga esa asunción para ciertos estudios, ya que los resultados no presentan grandes variaciones antes ambas consideraciones en la bibliografía consultada [11],[25],[34]. En huesos largos como el fémur, las propiedades que presenta en la dirección del eje del hueso son mucho mayores que las estudiadas en la dirección transversal. Esta dirección principal se ve condicionada por ser la dirección que presentan los canales de Havers.

En cuanto al hueso trabecular, el estudio se complica mucho. La estructura de este hueso está formada por trabéculas, muy esponjosas y porosas, que en ciertas partes de hueso se orientan de manera aleatoria haciendo que se comporte como una estructura isótropa. En cambio, en ciertas zonas de los huesos largos, las trabéculas tienen direcciones de orientación preferentes que están marcadas por las cargas que actúan sobre el hueso. Este fenómeno, explicado por la Ley de Wolff ya mencionada, hace que el hueso tenga un comportamiento ortótropo.

En la mayor parte de los huesos, las orientaciones de las trabéculas coinciden con las orientaciones de los canales de Havers del hueso cortical [11].

2.1.7. CRITERIOS DE FRACTURA

Debido a las características mecánicas óseas, se considera que la fractura se produce cuando se alcanza el límite elástico del material. Diferentes autores han hecho estudios del valor de dicho parámetro pero existen múltiples criterios debido a las diferentes consideraciones que se pueden hacer del material óseo [25].

- CRITERIO DE VON MISES

Este criterio es de los más básicos que se puede aplicar, pero implica hacer ciertas consideraciones como son la isotropía del material y asegurar un comportamiento simétrico a tracción y a compresión.

$$(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2 = 2\sigma_y^2 \quad (2.10)$$

$\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$ son las tensiones principales y
 σ_y el límite elástico a tracción y compresión.

Tras este criterios surgieron muchos otros que consideraban la anisotropía del hueso o su isotropía transversal.



Figura 2.16 Direcciones consideradas en los criterios de rotura [25]

- CRITERIO DE HILL

Considerando el material anisótropo, se afirma que la rotura se produce cuando se cumple, donde las direcciones asignadas se aprecian en la Figura 2.16:

$$F(\sigma_x - \sigma_y)^2 + G(\sigma_y - \sigma_z)^2 + H(\sigma_x - \sigma_z)^2 + 2L\tau_{xy}^2 + 2M\tau_{yz}^2 + 2N\tau_{xz}^2 = 1 \quad (2.11)$$

Si, por el contrario, se hace la consideración de isotropía transversal con plano de simetría el XY y la actuación de fuerzas y pares solo se produce en el eje z, la ecuación queda reducida a:

$$2G\sigma_z^2 + 4L\tau_{yz}^2 = 1 \quad (2.12)$$

Donde F,G,H,L,M y N son constantes que se determinan empíricamente y cuyo valor se muestra en la Tabla 1.

- CRITERIO DE TSAI Y WU

Anisotropía:

$$F_i \cdot \sigma_i + F_{ij} \cdot \sigma_i \cdot \sigma_j = 1 \quad i, j = 1 \dots 6 \quad (2.13)$$

Modelo numérico de un fémur humano para el estudio del riesgo de fractura

Donde los subíndices del 1 al 6 se corresponden con las tensiones normales en las direcciones x, y, z y las tensiones tangenciales de los planos XY, XZ, YZ .

Isotropía transversal:

$$F_z \cdot \sigma_z + F_{zz} \cdot \sigma_z^2 + F_{ss} \cdot \tau_{xz}^2 = 1 \quad (2.14)$$

- CRITERIO DE RAGHAVA Y ROBERT

Este criterio difiere de los demás ya que no considera la anisotropía del material, pero si hace distinción entre la tensión de fluencia a compresión (C) y a tracción (T) expresados en valor absoluto:

$$(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2 + 2(C - T) \cdot (\sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3) \leq 2CT \quad (2.15)$$

Si se considera un estado de tensión plano, es decir, se asume que la tensión principal en la dirección z es nula, la expresión queda reducida a:

$$\sigma_1^2 + \sigma_2^2 - \sigma_1\sigma_2 + (C - T) \cdot (\sigma_1 + \sigma_2) = CT \quad (2.16)$$

En este criterio, el valor de σ_1, σ_2 y σ_3 corresponde con el de las tensiones principales.

Mediante los ensayos realizados por Cezayirlioglu se han determinado el valor de alguna de las constantes utilizadas para definir los criterios anteriores, mostrados en la Tabla 1:

Tabla 1. Coeficientes para los criterios de rotura del fémur

Criterio de Hill [25]			Criterio de Tsai y Wu [25]			Criterio de Raghava y Robert [8]	
G(trac) $\times 10^{-5} \text{ m}^4/\text{N}^2$	G(comp) $\times 10^{-5} \text{ m}^4/\text{N}^2$	L $\times 10^{-5} \text{ m}^4/\text{N}^2$	F_z $\times 10^{-3} \text{ m}^2/\text{N}$	F_{zz} $\times 10^{-5} \text{ m}^4/\text{N}^2$	F_{ss} $\times 10^{-4} \text{ m}^4/\text{N}^2$	T(MPa)	C(MPa)
3,72	1,53	8,57	3,1	4,76	3,43	135	205

Otros autores como Bayraktar, Keyak y Keller, han desarrollado otros criterios reunidos en [21] basados en la tensión y deformación principal y tensión de Von Mises a las que está sometido el fémur.

- DEFORMACIÓN PRINCIPAL MÁXIMA

El criterio desarrollado por Bayraktar hace distinción entre el límite cuando la carga aplicada es de tracción y cuando es de compresión:

$$\text{Compresión: } \varepsilon_{\text{límite}} = 0.0104$$

$$\text{Tracción: } \varepsilon_{\text{límite}} = 0.0073$$

- TENSIÓN DE VON MISES

Este criterio, al contrario que el anterior, proporciona un análisis general para tracción y compresión pero establece una relación entre la densidad aparente del hueso y la tensión que soporta antes de fracturarse:

$$\sigma_{\text{límite}} = 137\rho_{\text{apar}}^{1.88} \quad (2.17)$$

- TENSIÓN PRINCIPAL MÁXIMA

Este criterio se basa en el anterior, considerando que el límite mostrado es para estados de carga de compresión, mientras que el límite de tensión cuando el fémur se encuentra sometido a tracción es:

$$\sigma_{\text{límite}}^t = 0,8 \cdot 137\rho_{\text{apar}}^{1.88} \quad (2.18)$$

Es decir, considera que:

$$\sigma_{\text{límite}}^t = 0,8 \cdot \sigma_{\text{límite}}^c$$

$$\sigma_{\text{límite}}^c = 137\rho_{\text{apar}}^{1.88}$$

Los criterios de tensión de Von Mises y de Tensión principal máxima se consideran válidos para densidades aparentes menores a $0,317\text{g/cm}^3$, por lo que el rango de aplicación queda muy reducido, considerándose más representativo el criterio de Deformación principal máxima.

2.2. FÉMUR

El fémur es un hueso largo, par y simétrico. Es el hueso más largo y voluminoso del esqueleto humano, se encuentra en las extremidades inferiores y constituye el esqueleto del muslo. Se encuentra situado entre el hueso coxal (que junto con el sacro forman la pelvis) con el cual se articula por la extremidad superior o proximal (cabeza femoral); y la tibia y la rótula, situada en la parte inferior o distal del hueso, a las que se une por la patella.

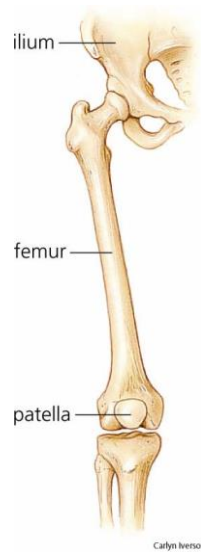


Figura 2.17 Situación del fémur en la extremidad inferior del cuerpo [62]

2.2.1. PARTES DEL FÉMUR

El fémur puede dividirse en cuerpo y dos extremidades (ver Figura 2.18). Cada una de ellas tiene características propias y elementos bien definidos (ver Figura 2.19) [1], [4], [10], [43]:

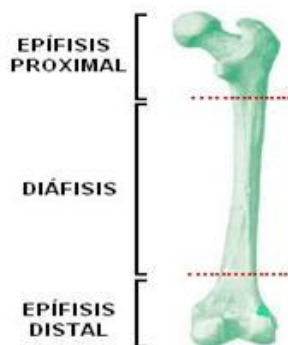


Figura 2.18 División del fémur [54]

- **Cuerpo o diáfisis:** su forma es aproximada a un prisma triangular ligeramente curvado, con la convexidad dirigida hacia delante y sufre una pequeña torsión alrededor de su eje. En los extremos de la diáfisis, el hueso se ensancha adoptando una forma cuadrangular. En esta parte del fémur se pueden distinguir 3 caras: la cara anterior que sufre una gran convexidad transversal, es decir, perpendicular a la longitud del fémur, y las caras medial y lateral orientadas hacia atrás que confluyen en la *línea áspera*. Dicha línea se divide en labio externo e interno que se separan a medida que se acercan a las extremidades distal y proximal. La separación de los labios hacia la zona distal dan lugar una cara plana de forma triangular llama *Triángulo poplíteo*, mientras que en la zona proximal, el labio medial se desvía hacia el trocánter menor (explicado en la extremidad superior) formando la *cresta pectínea* y el labio lateral, hacia arriba formando la *cresta del glúteo mayor o tuberosidad glútea*. Todas las caras y líneas mencionadas forman alojamientos para los músculos situados alrededor del fémur.

- **Extremidad superior o epífisis proximal:** la zona superior está formada por la cabeza lateral, con forma de tres cuartos de esfera y cuya orientación es inclinada hacia arriba y hacia adentro. Se articula con la pelvis como se ha mencionado con anterioridad y su finalidad es la transmisión del peso del cuerpo al fémur. En la parte media de la cabeza se encuentra la *fosita del ligamento femoral*, una depresión rugosa cuya utilidad es el alojamiento de dicho ligamento. La cabeza se une al resto del fémur, en concreto a los trocánteres, por el cuello.
Entre el cuello y el cuerpo, se encuentran los ya mencionados trocánteres, mayor y menor. El trocánter mayor se encuentra arqueado hacia arriba y hacia atrás formando una cavidad entre él y el cuello denominada *cavidad digital*. El trocánter menor está orientado hacia abajo y hacia dentro y se une al mayor en la superficie dorsal del fémur a través de la *cresta intertrocantérea*. Paralela a dicha cresta se desarrolla la línea intertrocantérea que comienza en el trocánter mayor y finaliza en la línea áspera, rodeando la superficie interna.

- **Extremidad inferior o epífisis distal:** zona de gran grosor que forma dos protuberancias hacia la parte posterior del fémur, llamadas cóndilos (medial o interno y lateral o externo). Están separados por la fosa intercondílea y aunque el cóndilo medial es de mayor tamaño que el lateral se encuentran situados en el mismo plano

horizontal debido a la oblicuidad del fémur. Los cóndilos se unen en la cara rotuliana, que aloja a la rótula cuando la rodilla realiza movimientos de extensión y flexión.

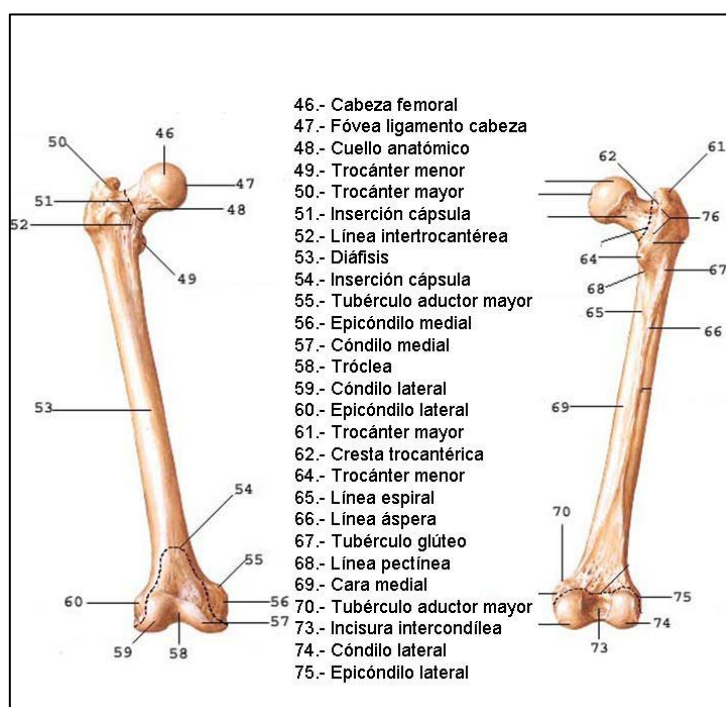


Figura 2.19 Partes del fémur [43]

2.2.2. INSERCIÓN DE MÚSCULOS EN EL FÉMUR

El fémur sirve de alojamiento a muchos músculos (ver Figura 2.20), ligamentos y tendones de las extremidades inferiores que dan lugar a fuerzas y momentos sobre el hueso durante la realización de actividades diarias, provocando tensiones y deformaciones que se analizan en este documento.

Dichos músculos se pueden dividir en [43], [46]:

Músculos glúteos, que se encuentra en la parte superior del fémur, en la unión de la epífisis proximal con la cadera, como por ejemplo el glúteo mayor, mediano y menor que realizan funciones de extensión, abducción o rotación, el piramidal que del mismo modo influye en la abducción y rotación del fémur y muchos otros implicados en los movimientos de la extremidad inferior.

Por otro lado se encuentran los **músculos del muslo**, que se extienden a lo largo del cuerpo del fémur y, por lo general, finalizan en la rótula. Entre ellos destacan los aductores o el

cuádriceps femoral que se divide en cuatro músculos, de los cuales, tres pertenecen a este grupo. Todos ellos realizan una función de flexión de la rodilla y la cadera y de rotación externa de la cadera e interna de la rodilla.

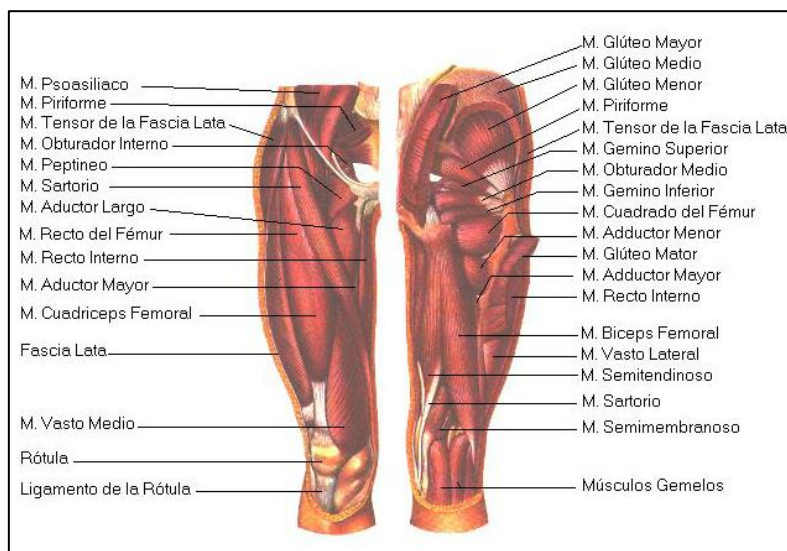


Figura 2.20 Músculos del miembro inferior [63]

2.2.3. ESTADOS DE CARGA SOBRE EL FÉMUR

De entre todos los posibles estados de carga, como son subir y bajar escaleras, sentarse y levantarse etc., en el presente estudio, se va a analizar las sollicitaciones a las que está sometido el fémur en dos de ellos: el ciclo de marcha y el impacto por caída.

2.2.3.1. MARCHA HUMANA

La marcha humana es una de las acciones importantes que diferencian y caracterizan a los seres humanos. En este apartado se exponen los movimientos realizados por los humanos durante el ciclo de marcha, las fases en las que se puede dividir y las articulaciones que intervienen en ella [2], [4], [5], [16], [47], [48].

A grandes rasgos, la funcionalidad del fémur durante los movimientos de la vida diaria son los siguientes:

La cabeza femoral, alojada en el acetábulo de la pelvis se encuentra articulada y es la encargada de transmitir todo el peso del cuerpo desde la cadera hasta el pie, y por tanto al suelo. El resto de las partes del fémur sirve de alojamiento a los músculos mencionado

anteriormente que posibilitan realizar diferentes movimientos pero no suponen una carga considerable sobre el hueso. La cabeza femoral forma un ángulo de aproximadamente 120° con el cuerpo del fémur (diáfisis) lo que proporciona ciertas ventajas pero también inconvenientes. Al no estar alineado con la diáfisis, la cabeza soporta grandes cargas que pueden provocar la fractura del cuello del fémur al aparecer un momento en dicho punto (ver Figura 2.21).

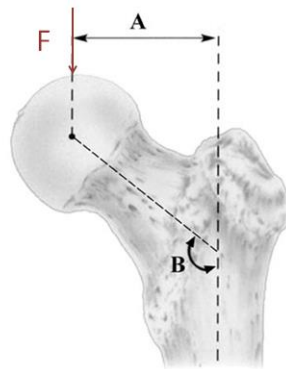


Figura 2.21 Configuración de carga vertical aplicada sobre la cabeza femoral

Por otro lado, gracias a la inclinación de la epífisis proximal y su forma esférica en la articulación, en la rotación de la cabeza femoral dentro del acetábulo los movimientos del fémur apenas se ven limitados. Si no esto no fuese así, y estuvieran alineadas ambas partes del hueso, los movimientos se restringirían al momento en el que el cuello o la diáfisis hicieran contacto con el acetábulo de la pelvis.

La parte inferior del fémur, en la epífisis distal se encuentran los cóndilos. Gracias a su forma redondeada y su colocación en semicírculo, el fémur desliza y rota sobre la tibia, en una única dirección.

Para analizar la marcha y los movimientos que implica, el cuerpo humano se divide en tres planos (ver Figura 2.22):

- **Sagital:** podría considerarse plano de simetría, ya que divide el cuerpo en mitad derecha e izquierda, aunque el cuerpo humano no es totalmente simétrico.
- **Frontal:** separa el cuerpo en dos mitades, mitad anterior y mitad posterior.
- **Transversal:** divide el cuerpo en la parte superior e inferior.

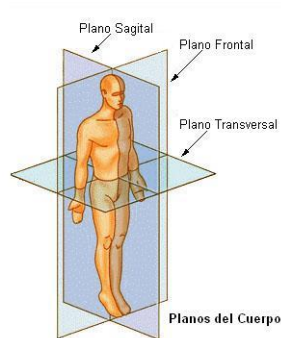


Figura 2.22 Planos de simetría anatómicos [65]

Como se demostrará posteriormente, los mayores esfuerzos se deben a la transmisión del peso del cuerpo de la cadera a la cabeza femoral por lo que el estudio de la marcha humana se centrará en la articulación de cadera, aunque también intervienen la articulación de la rodilla y el tobillo.

Articulación de cadera

La articulación de cadera es la zona de unión entre el tronco y los miembro inferiores, concretamente conecta la pelvis con el fémur (ver Figura 2.23). Se considera una articulación de gran estabilidad y movilidad (articulación del tipo diartrosis) debido a la estructura de los componentes óseos que la forman (articulación del tipo enartrosis o de articulaciones esféricas). El cótilo es la cavidad cóncava situada en la pelvis, con forma esférica que da alojamiento a la cabeza femoral, parte convexa de la articulación cuya forma es de $2/3$ de esfera.

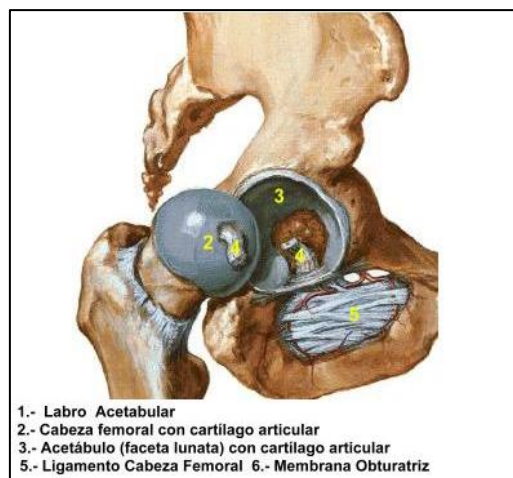


Figura 2.23 Articulación de cadera [43]

El ligamento fibroso redondo que se encuentra alrededor de la articulación es el encargado de retener la cabeza femoral en su posición. La articulación está formada por otros ligamentos que se muestran en la Figura 2.24 que ayudan a mantener a estabilidad de la articulación. Toda ella está rodeada del líquido sinovial que reduce la fricción entre los componentes permitiendo que el movimiento se desarrolle de forma fácil y suave.

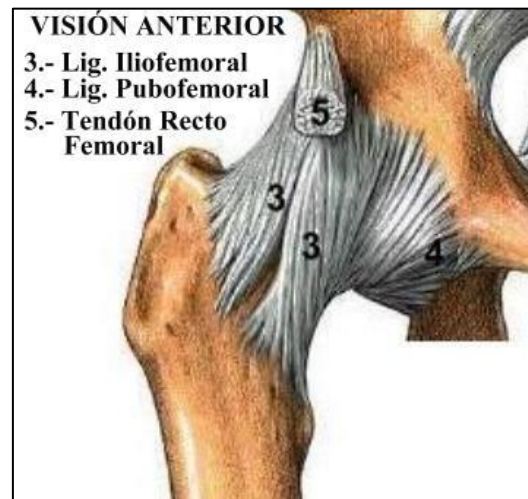


Figura 2.24 Ligamentos de la articulación de cadera [43]

Existen dos ángulos de suma importancia en la articulación de cadera:

- **Angulo de inclinación:** formado por el eje medio de la cuerpo del fémur (diáfisis) y el eje medio del cuello (ver Figura 2.25), cuyo valor medio es de 125° [2]. Cuando este ángulo aumenta su valor, la articulación de cadera tiene la denominación de “valga”, mientras que si es menor, recibe el nombre de “vara”.

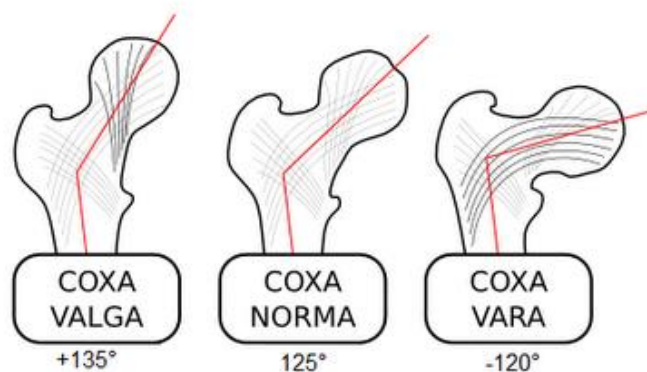


Figura 2.25 Tipo de articulación de cadera según el ángulo de inclinación [66]

- **Angulo de declinación:** ángulo perteneciente al plano transversal, formado por el eje medio del cuello femoral y la línea que atraviese los dos cóndilos de la epífisis distal. Tiene un valor medio de 12° , si lo supera la cadera se denomina anteverosa (caso A en la Figura 2.26) y se traduce en una rotación interna al andar. Cuando el ángulo es menor de 12° , se denomina retroversa (caso B) y la rotación experimentada al andar es externa [2], [16], [50].

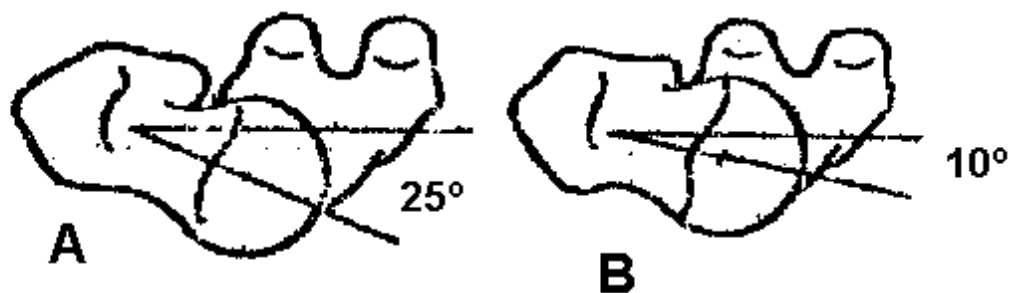


Figura 2.26 Tipo de articulación de cadera según ángulo de declinación [50]

La variación de los ángulos en su conjunto da lugar a diferencias en la dirección de la acción muscular del abductor en la zona del trocánter mayor.

Esta articulación contribuye a la transmisión de esfuerzos durante la marcha humana o simplemente a soportar el peso del cuerpo, haciendo que llegue la carga hasta el suelo. Las zonas de transmisión de esfuerzos determinan la distribución ósea de las trabéculas tal y como se ha explicado con anterioridad. Los haces de compresión están situados en posición vertical y son los encargados de transmitir el peso del cuerpo y los haces de tracción están colocados en forma de arco y resisten los esfuerzos de los músculos abductores.

Los movimientos desarrollados por la cadera y su rango de movilidad (ver Tabla 2) se analizan en los tres planos mostrados anteriormente en la Figura 2.22:

- **Plano sagital:** flexión – extensión.
- **Plano frontal:** abducción – aducción.
- **Plano transversal:** rotación externa – rotación interna.

Tabla 2. Rango de movilidad según el movimiento desarrollado [2]

MOVIMIENTO	RANGO DE MOVILIDAD (°)
FLEXIÓN	0-140
EXTENSIÓN	0-15
ADBUCCIÓN	0-30
ADUCCIÓN	0-25
ROT. EXTERNA	0-90
ROT. INTERNA	0-90

Ciclo de marcha

La marcha humana es la actividad diaria más cotidiana del ser humano, tanto, que se realiza de forma involuntaria. El desplazamiento bípedo que realiza el ser humano es un proceso aprendido que comienza a los 8 meses, cuando un niño comienza a mantenerse de pie con ayuda o apoyo, hasta los 15 meses cuando ya es capaz de andar por sí mismo. La marcha humana es el modo de desplazamiento bípedo que consiste en la alternancia de los miembros inferiores con el fin de colocar el centro de gravedad en una posición adelantada. Esta alternancia hace que sea necesario mantener un equilibrio mientras se cambia el apoyo del cuerpo entre ambos pies.

La marcha humana puede dividirse en ciclos que se repiten constantemente y que a su vez se pueden separar en fases (ver Figura 2.27).

Cada ciclo comienza con el apoyo del talón de una de las extremidades inferiores en el suelo y finalizada cuando ese mismo talón vuelve a ponerse en contacto con el suelo. Para analizarla se toma esta extremidad como referencia, mientras la otra comienza su ciclo cuando el primero se encuentra en el 50% (ver Figura 2.28).

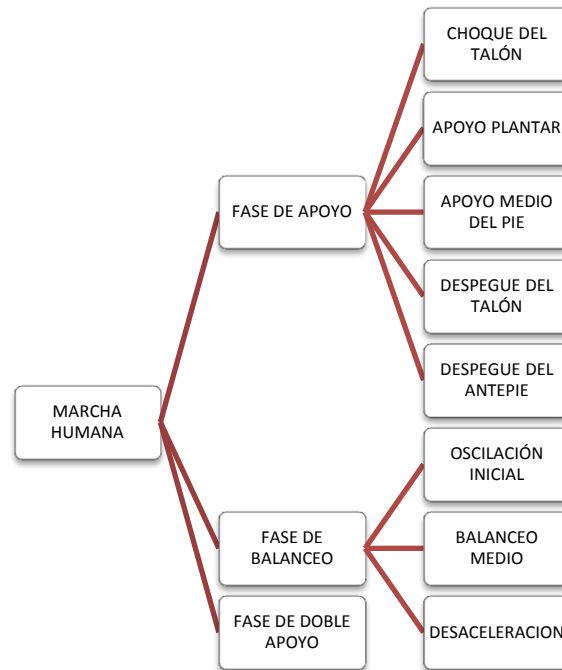


Figura 2.27 Esquema de las fases de la marcha humana

- **Fase de apoyo:** esta fase ocupa aproximadamente el 60% del ciclo de la marcha y comprende el periodo en el que el pie con el que se comienza la marcha está apoyado. Comienza con el contacto del talón en el suelo y finaliza con el despegue de los dedos del pie de la superficie. A su vez puede dividirse en 5 subperiodos.
 - Choque del talón: instante inicial del ciclo en el que el talón entre en contacto con el suelo. La rodilla sufre una ligera flexión de unos 5° y la cadera una flexión de 30°.
 - Apoyo plantar: tanto el talón como la parte delantera del pie se encuentran apoyados y sostienen todo el peso del cuerpo.
 - Apoyo medio del pie: el centro de gravedad se desplaza hacia delante haciendo que el trocánter mayor se alinee verticalmente con el centro del pie. Este movimiento del centro de gravedad se debe a la flexión que realizan tanto la cadera como la rodilla.
 - Despegue del talón: una vez desplazado el centro de gravedad hacia delante, se produce un impulso ascendente que hace que se separe el talón, sosteniendo todo el peso del cuerpo en el antepie y los dedos.

- Despegue del antepie: la aceleración o impulso que sufre el cuerpo, gracias a la contracción de la pantorrilla, continúa en esta fase y hace que el antepie se despegue del suelo.
- **Fase de balanceo:** esta fase comprende el 40% del ciclo de la marcha. Comienza cuando los dedos del pie de referencia se despegan del suelo y finalizado cuando el talón vuelve a entrar en contacto con el mismo.
 - Oscilación inicial: para el que los dedos se despeguen del suelo es necesario que la pierna sufra una aceleración. El peso del cuerpo esta soportado completamente por el pie que no se considera de referencia ya que en este momento no existe apoyo ni conectado del pie con el suelo.
 - Balanceo medio: este periodo ocupa la mayor parte de la fase de balanceo, en torno al 80%. La extremidad realiza un cambio de aceleración, que necesitaba para separarse del suelo, por deceleración para volver a apoyar el talón. Durante el balanceo medio la pierna apenas tiene actividad muscular, comportándose como un péndulo.
 - Desaceleración: con el fin de controlar la posición del talón al volver a apoyarse en el suelo es necesario que la pierna sufra una deceleración.
- **Fase de doble apoyo:** momento en el que ambas extremidades inferiores están en contacto con el suelo. Esto sucede entre el despegue del antepie y el periodo de oscilación inicial y representa un 10% del ciclo de la marcha

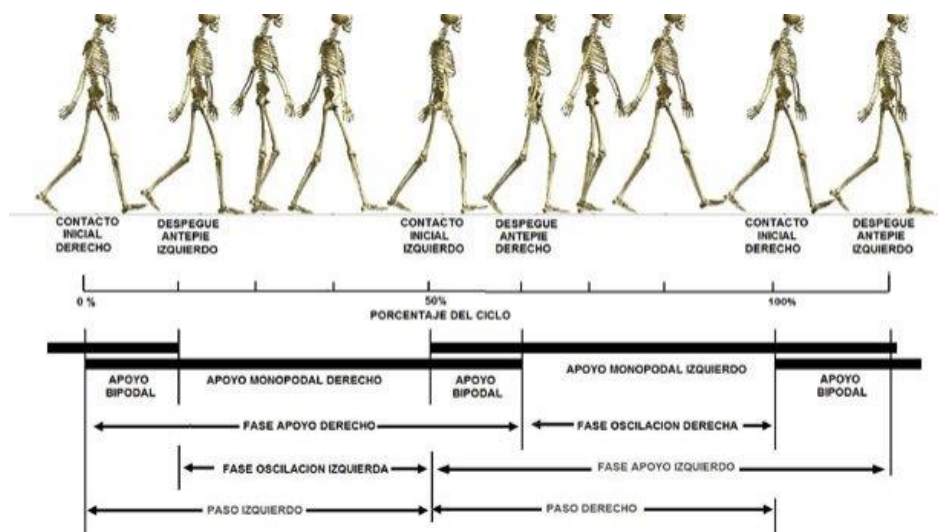


Figura 2.28 Fases del ciclo de marcha humana [67]

Durante las fases de la marcha humana descritas, el centro de gravedad del cuerpo sufre desplazamientos cíclicos.

Observando el movimiento del centro de gravedad en el plano sagital (Figura 2.29), se aprecia una curva de forma sinusoidal cuya distancia entre extremos es de 4 o 5 cm. El centro de gravedad alcanza su punto más alto durante el apoyo medio del pie, cuando el cuerpo es acelerado para desplazar el centro de gravedad hacia delante. Su punto más bajo se corresponde con el doble apoyo cuando hay un traspaso de carga de una extremidad a otra.

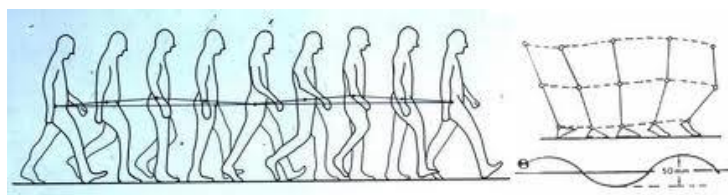


Figura 2.29 Desplazamiento del centro de gravedad en el plano sagital durante el ciclo de marcha [68]

El movimiento coordinado de la pelvis, la cadera y la rodilla hacen que el centro de gravedad sufra este movimiento y no uno mayor que supondría un gran gasto energético.

En el plano transversal, el centro de gravedad también sufre desplazamientos debido a que, como se ha dicho antes, la marcha humana consiste en la alternancia de apoyo de los miembros inferiores, y por tanto, una oscilación. Al igual que en el plano sagital, el centro de gravedad sufre un movimiento sinusoidal con desplazamiento máximo de 5 cm. La posición del centro de gravedad acompaña al miembro que se encuentra apoyado en cada momento, de esta forma, el tronco se alinea con la extremidad que soporta el peso del cuerpo en dicho instante. En este caso, el movimiento se ve suavizado por el balanceo de los brazos y la rotación de la cintura en sentido contrario (ver Figura 2.30).

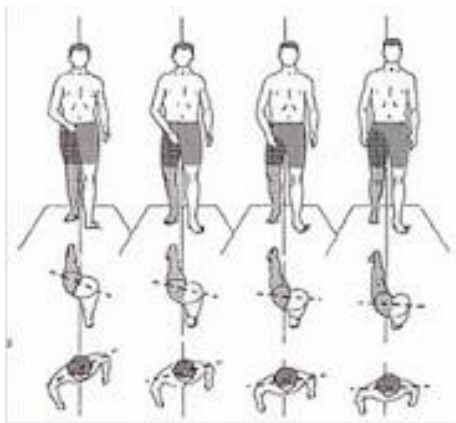


Figura 2.30 Oscilación de la cadera durante medio ciclo de marcha [68]

2.2.3.2. *IMPACTO*

La carga de impacto es aquella a la que se somete un cuerpo, con un periodo de aplicación muy pequeño lo que hace que se considere una carga dinámica que genera fuerzas de inercia en el cuerpo que la recibe. El efecto del corto periodo de aplicación hace que la carga genere unas tensiones y deformaciones mayores en el cuerpo sometida a ella que si la carga fuese de la misma magnitud pero estática o de aplicación progresiva.

Una carga de impacto en el fémur se corresponde con una caída, lo que genera fuerzas dinámicas en la cabeza del fémur. Esta es una de las principales causas de fractura de cadera, sobretodo en mujeres postmenopáusicas cuya densidad ósea es considerablemente más baja que en hombre de la misma edad o mujeres más jóvenes.

La forma de determinar la resistencia de un material a impacto es mediante el ensayo del Péndulo Charpy (ver Figura 2.31), en el cual se puede determinar la cantidad de energía absorbida por el material durante el impacto mediante la diferencia de energías potenciales antes y después del choque.



Figura 2.31 *Péndulo Charpy para la realización de ensayos de impacto [69]*

3. MÉTODO DE

LOS ELEMENTOS

FINITOS

3.1. MÉTODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS.

El método de elementos finitos (MEF) es un método numérico de cálculo que permite resolver ecuaciones diferenciales que rigen el comportamiento físico de un continuo basándose en la discretización del mismo [7], [12], [13]. Es importante destacar que este método no proporciona una solución exacta al problema, sino una solución aproximada que puede considerarse completamente válida.

El fundamento de este método se basa en la división de la geometría compleja del modelo en geometrías más sencillas sobre las que se aplican y resuelven las ecuaciones diferenciales. El elemento continuo se divide en un número finito de elementos que tiene sus propias características físicas y geométricas. La intersección entre cada elemento se denomina nodo.

Las incógnitas al aplicar este método son los desplazamientos en los nodos, lo que proporcionará posteriormente las deformaciones y tensiones en cada uno de ellos mediante las ecuaciones constitutivas. Una vez que estos desplazamientos son conocidos, es posible calcular su valor en cualquier punto del interior del elemento mediante funciones de interpolación, lineales o no, cuyas variables son los desplazamientos nodales del mismo.

El comportamiento final del continuo se obtiene resolviendo un sistema de ecuaciones en forma matricial en el que los elementos se relacionan con las cargas y condiciones de contorno aplicadas en cada uno de ellos.

La resolución del método de elementos finitos se basa en la aplicación del “principio de energía potencial mínima”, que consiste en encontrar el campo de desplazamiento que minimice la energía potencial entre todos los admisibles que cumplen la siguiente ecuación aplicada a cada uno de los elementos.

$$\partial \Pi = \partial (U + V) = 0 \quad (3.1)$$

Donde:

Π es la energía potencial total del sistema,

U el potencial de las fuerzas internas, o energía de deformación elástica y

V el potencial de las fuerzas externas.

Aplicando las definiciones de energía potencial de las fuerzas externas e internas del sólido se consigue la siguiente ecuación, la cual permite obtener el valor de los mencionados desplazamientos:

$$KD = (P + T) \quad (3.2)$$

Donde:

K es la matriz de rigidez global que aúna características geométricas y del material de cada uno de los elementos,

D el vector global de desplazamientos (recoge todos los nodos del elemento),

P es el vector global de cargas puntuales y

T el vector global de cargas distribuidas (de superficie y volumétricas).

El Método de Elementos Finitos se divide en tres etapas de desarrollo:

PREPROCESO

En una primera etapa se debe definir el modelo continuo que va a ser sometido a estudio, para ello deben definirse sus características principales: geometría, materiales que lo conforman y propiedades de los mismo, cargas y condiciones de contorno a las que está sometido el sólido y por último, es necesario discretizar el modelo, es decir, dividirlo en un número finito de elementos de geometría sencilla sobre los que se aplicará el proceso de cálculo descrito anteriormente. Esta última parte del preproceso es fundamental, ya que en función de lo adecuada que sea la selección de elementos y la numeración que se asigne a cada nodo dependerá el coste computacional y la mejor o peor aproximación en el resultado obtenido. Existen ciertos criterios básicos a la hora de discretizar el modelo entre los que se encuentra aumentar el número de elementos en zona consideradas concentradores de tensiones, en los puntos de aplicación de las cargas o aquellos en los que se prevea un gradiente elevado en las variables estudiadas.

RESOLUCIÓN

La etapa de resolución es en la que se realizan los cálculos necesarios para obtener la solución del problema. Como ya se ha mencionado, el método de elementos finitos se basa en la resolución de un sistema matricial, por lo tanto, en esta etapa se definen los parámetros y generan las funciones de interpolación, las matrices de rigidez tanto locales como global, tras el proceso de ensamblaje necesarias para poder resolver el sistema. También es preciso concretar el tipo de análisis requerido: puede ser lineal o no lineal, en función de las características de las propiedades del material, de la geometría del modelo... A su vez se debe elegir entre un análisis estático o dinámico, en función del tipo de cargas a las que está sometido. Por último se definen el número de iteraciones deseadas para obtener una buena solución y garantizar la convergencia de la misma así como la duración de cada intervalo para asegurar la correcta actuación de todas las cargas.

POSTPROCESO

En esta última etapa se muestran e interpretan los resultados obtenidos. Tal y como se ha mencionado antes, a partir de los desplazamientos proporcionados por este método se pueden calcular las tensiones y deformaciones del modelo usando las ecuaciones constitutivas.

3.2. INTRODUCCIÓN A ABAQUS

ABAQUS es el programa informático elegido para realizar el estudio realizado en el presente trabajo. Esta aplicación desarrollada en 1978, permite resolver problemas de diferente naturaleza por el método de elementos finitos mediante la implementación del código que lleva asociado. Su gran versatilidad permite resolver problemas estructurales, de mecánica de fractura, mecánica de fluidos, transferencia de calor, etc. [17], [49].

ABAQUS está formado por cuatro productos de software:

- ABAQUS/Standard: destinado a la resolución de problemas generales mediante un método implícito.
- ABAQUS/Explicit: resuelve problemas dinámicos aplicando un método de cálculo explícito.

Modelo numérico de un fémur humano para el estudio del riesgo de fractura

- ABAQUS/CAE: módulo mediante el cual se crean modelos definiendo las características del problema como material o cargas.
- ABAQUS/Viewer: módulo de visualización de los resultados.

Para resolver un problema en ABAQUS se debe pasar por las tres etapas mencionadas con anterioridad. Para introducir los datos del preproceso, los datos de entrada necesarios en el programa, se pueden seguir dos métodos. El primero de ellos consisten en introducirlos de forma interactiva usando el módulo ABAQUS/CAE, el cual guía al usuario por las diferentes apartados (ver desplegable de la Figura 3.1) para obtener todos los datos necesarios y, posteriormente, generar un archivo de texto denominado “input file”.

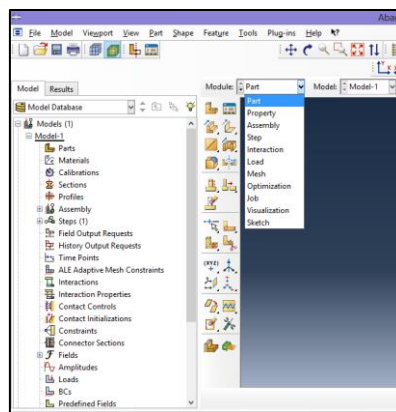


Figura 3.1 Apartados del programa ABAQUS

El segundo se basa en la creación del mencionado archivo de datos (“input file”) por parte del usuario.

Dichos datos, necesarios para definir el modelo, se muestran estructurados en la Figura 3.1 y son los siguientes:

- Geometría: el módulo ABAQUS /CAE permite al usuario dibujar el elementos a estudiar reproduciendo fielmente su geometría. También da la opción de importar un archivo con el modelo ya dibujado, como es el caso del estudio realizado en este trabajo.
- Material: es necesario determinar las propiedades de cada material presente en el cuerpo y asignar cada uno de los posibles materiales a las partes que le corresponden.
- Ensamblaje: es posible crear variare “parts” con diferentes geometría en el primer apatado y es aquí donde se posicionan unos con respecto a otros. El archivo de entrada proporciona la posición relativa entre las partes.

Modelo numérico de un fémur humano para el estudio del riesgo de fractura

- Condiciones iniciales: se deben definir las condiciones iniciales que en ocasiones pueden ser distintas de cero (tensiones ya aplicadas al modelo, temperatura que puede influir en el análisis...).
- Condiciones de contorno: definición de cargas aplicadas y restricciones o imposiciones de desplazamientos y giros.
- Mallado: Finalmente es necesario discretizar el modelo. Se pueden usar diferentes geometrías y tamaños de elemento.

La etapa de resolución utiliza el archivo “input file” y el tipo de cálculo seleccionado por el usuario para resolver el problema. Una vez obtenida la solución, en la etapa de postprocesado se muestran los resultados en el módulo de visualización ABAQUS/Viewer. El programa muestra el valor de gran cantidad de variables y permite la generación de gráficos y tablas con los datos requeridos por el usuario.

4. MODELO NUMÉRICO

En este apartado se presenta el modelo de fémur desarrollado para el análisis. Como punto de partida se utiliza un modelo sólido con formato .igs, disponible en el Departamento de Ingeniería Mecánica de la Universidad Carlos III de Madrid.

4.1. DESCRIPCION GEOMETRICA

El modelo de fémur utilizado para este estudio es un fémur izquierdo con las siguientes dimensiones (ver Figura 4.1):

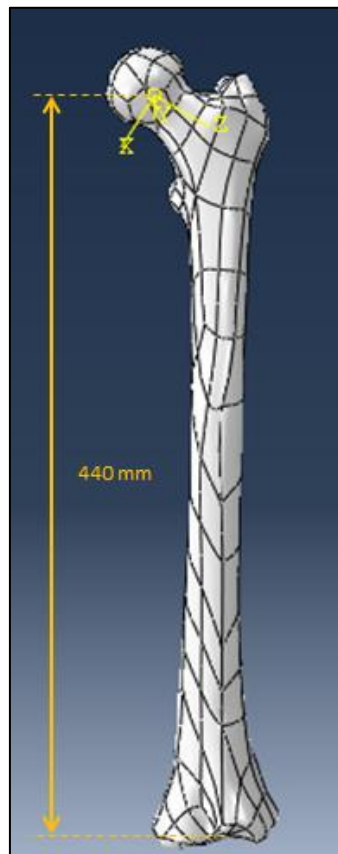


Figura 4.1 Dimensiones del modelo del fémur

Este tamaño de fémur se corresponde con una persona con la siguiente altura [6]:

$$\text{Altura hombre} = 2,38 \cdot \text{longitud fémur(cm)} + 61,41 \pm 3,27 = 166,13 \pm 3,27 \text{ cm} \quad (4.1)$$

$$\text{Altura mujer} = 2,47 \cdot \text{longitud fémur(cm)} + 54,10 \pm 3,72 = 162,78 \pm 3,72 \text{ cm} \quad (4.2)$$

Para los datos de altura obtenidos, el peso medio correspondiente es de 67 Kg [40].

4.2. SISTEMAS DE REFERENCIA

En cuanto a la orientación del fémur, para hacerlo de forma adecuada, así como para definir posteriormente el material y los estados de carga a los que se ve sometido, es necesario establecer varios sistemas de referencia.

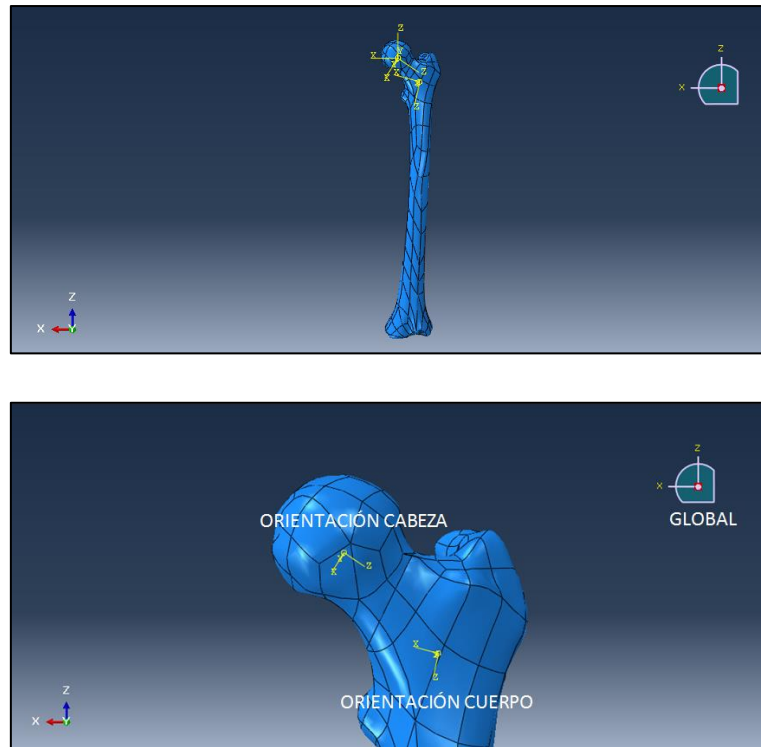


Figura 4.2 *Sistemas de referencia definidos en el modelo*

El sistema de referencia “GLOBAL” ha sido usado para definir las orientaciones de las cargas. Con respecto a él se han definido dos nuevos sistemas de coordenadas, usados para orientar el material tal y como se explicará posteriormente (ver Figura 4.2).

- “ORIENTACIÓN CABEZA”: el eje z de este sistema de referencia está en la dirección de las trabéculas de la cabeza y cuello femoral. Forma un ángulo de 120° con el eje Z del sistema de referencia global [2], [5], [26].
- “ORIENTACIÓN CUERPO”: en este caso, el eje z está alineado con la diáfisis femoral y forma un ángulo de 6° con el eje vertical [26].

4.3. MATERIAL

Como se ha expuesto anteriormente, el hueso está formado por dos tipos de material. La capa exterior más dura y resistente denominada hueso cortical cuyo espesor puede variar de un individuo a otro, y el hueso trabecular de gran porosidad que compone el interior del fémur.

El hueso cortical se ha considerado isótropo, debido al reducido espesor del mismo y a la poca variación que presentan los resultados consultados en la bibliografía [26] cuando se considera isótropo y cuando se considera ortótropo o transversalmente isótropo. Los datos mostrados a continuación son los usados en el primer análisis, posteriormente variarán para hacer un estudio comparativo de los resultados en diferentes tipos de huesos. El espesor asignado al hueso cortical es de 3 mm [30], [37].

➤ **PROPIEDADES DEL HUESO CORTICAL** [18], [26]:

$$E = 2065\rho^{3.09} \quad G = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad (4.3)$$

Densidad: $\rho = 1.787 \text{ g/cm}^3 = 1.787 \text{ kg/m}^3$

Módulo de Young: $E = 12418 \text{ MPa}$

Módulo de cortadura: $G = 4776 \text{ MPa}$

Coeficiente de Poisson: $\nu = 0.3$

La parte interior del hueso denominada trabecular tiene un comportamiento ortótropo. Las trabéculas se orientan en una determinada dirección en cada zona del hueso, comportándose de manera diferente en dicha dirección. En el programa de elementos finitos usado para este estudio, ABAQUS, la dirección considerada principal es la que el programa denomina “3”. Tal y como se muestra en las Figuras 4.3 y 4.4, se han asignado dos orientaciones del material distintas, en función de la zona del fémur donde se encuentren, usando los sistemas de referencia “ORIENTACIÓN CABEZA” y “ORIENTACIÓN CUERPO” respectivamente.

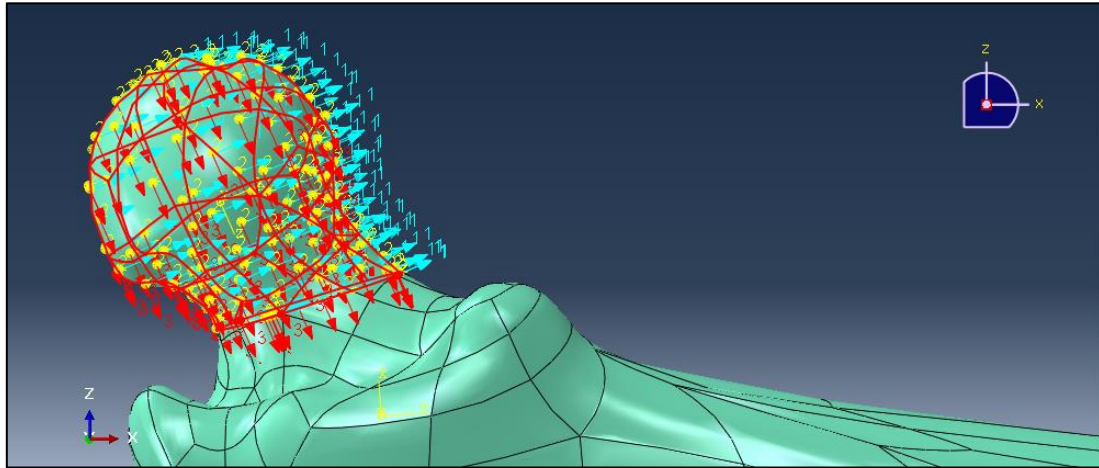


Figura 4.3 Orientación del tejido trabecular en la cabeza femoral

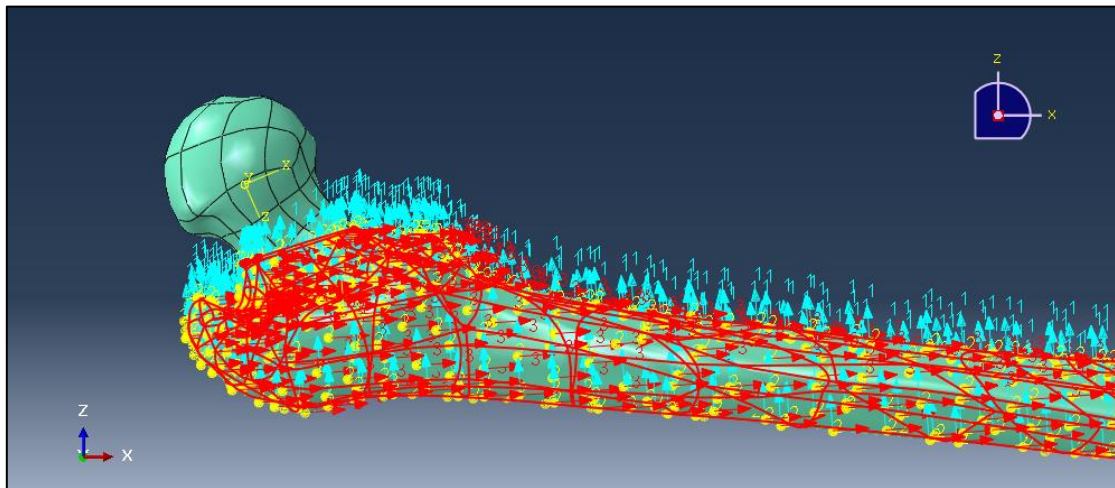


Figura 4.4 Orientación del tejido trabecular en el cuerpo del fémur

➤ **PROPIEDADES DEL HUESO TRABECULAR** [18], [26]:

$$E_1 = E_2 = 1157\rho^{1.78} \quad E_3 = 1904\rho^{1.64}$$

(4.4)

Densidad: $\rho = 0.6 \text{ g/cm}^3 = 0.6 \text{ kg/m}^3$

Módulo de Young: $E_1 = E_2 = 466.06 \text{ MPa}$

$$E_3 = 823.83 \text{ MPa}$$

Módulo de cortadura: $G_{12} = 5710 \text{ MPa}$

$$G_{13} = 6580 \text{ MPa}$$

$$G_{23} = 7110 \text{ MPa}$$

Coeficiente de Poisson: $\nu_{12} = 0.4$

$$\nu_{13} = \nu_{23} = 0.25$$

Para introducir esta información en el programa, es necesario calcular unos determinados coeficientes [17] que se corresponden con los valores de la matriz [D]:

$$\{\sigma\} = [D]\{\varepsilon\}$$

$$D_{1111} = E_1(1 - \nu_{23}\nu_{23})\gamma$$

$$D_{2222} = E_2(1 - \nu_{13}\nu_{13})\gamma$$

$$D_{3333} = E_3(1 - \nu_{12}\nu_{12})\gamma$$

$$D_{1122} = E_1(\nu_{12} - \nu_{13}\nu_{23})\gamma$$

$$D_{1133} = E_1(\nu_{13} - \nu_{12}\nu_{23})\gamma$$

$$D_{2233} = E_2(\nu_{23} - \nu_{12}\nu_{13})\gamma$$

$$D_{1212} = G_{12}$$

$$D_{1313} = G_{13}$$

$$D_{2323} = G_{23}$$

$$\gamma = \frac{1}{1 - \nu_{12}^2 - \nu_{13}^2 - \nu_{23}^2 - 2\nu_{12}\nu_{13}\nu_{23}}$$

(4.5)

4.4. CARGAS Y CONDICIONES DE CONTORNO

Para los diferentes casos que van a ser estudiados a continuación se utiliza como condición de contorno el empotramiento de la zona inferior del fémur (cóndilos) (ver Figura 4.5).

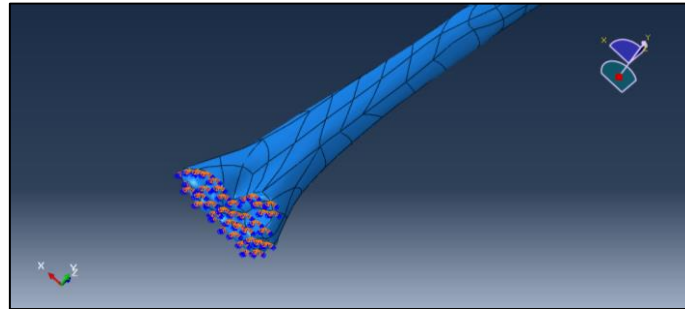


Figura 4.5 Condición de contorno: empotramiento de los cóndilos

En cuanto a las cargas, en función del estudio realizado se aplicarán en diferentes puntos de la cabeza femoral.

4.4.1. CICLO MARCHA HUMANA

A partir del programa HIP98 [70], se han obtenido los valores de fuerzas aplicados en el centro de la cabeza del fémur (ver Figura 4.6), de una persona durante un ciclo de marcha. La duración del ciclo es de 1.103 segundos y proporciona los valores de fuerza como un porcentaje del peso del sujeto de estudio. El punto de aplicación de la carga se encuentra en el centro de la cabeza femoral [39], [70].

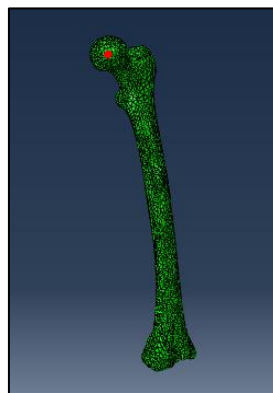


Figura 4.6 Punto de aplicación de cargas en el centro de la cabeza femoral

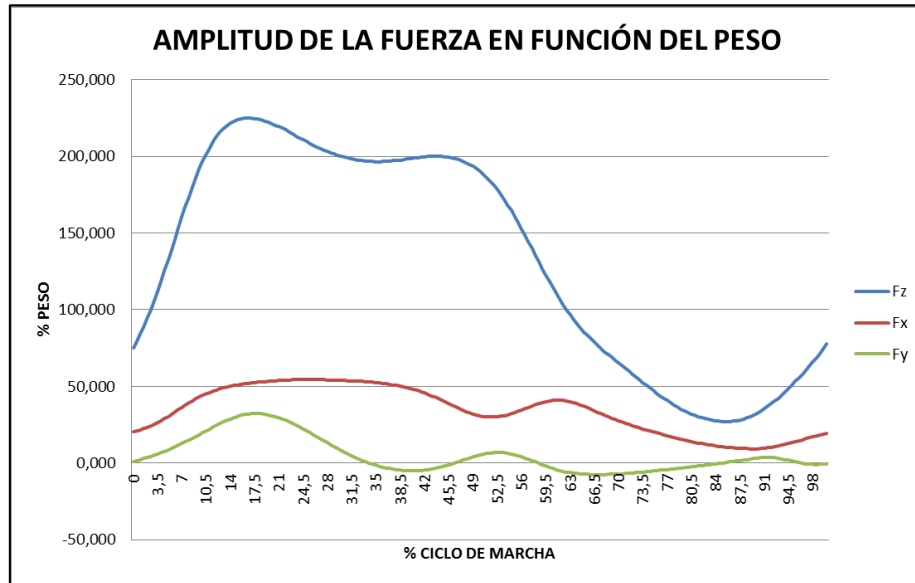


Figura 4.7 Cargas aplicadas en función del peso a lo largo del ciclo de marcha

Como puede observarse en la Figura 4.7, la componente vertical de la fuerza (F_z) es la más importante durante el ciclo de marcha humana.

Al introducir estos valores en el programa de cálculo, deben ir multiplicados por el valor del peso del sujeto de estudio. Teniendo en cuenta las consideraciones del sistema de referencia del programa HIP98 y del estudio realizado en ABAQUS, al introducir los valores de amplitud de las cargas deben ser cambiados de signos (ver Figura 4.8).

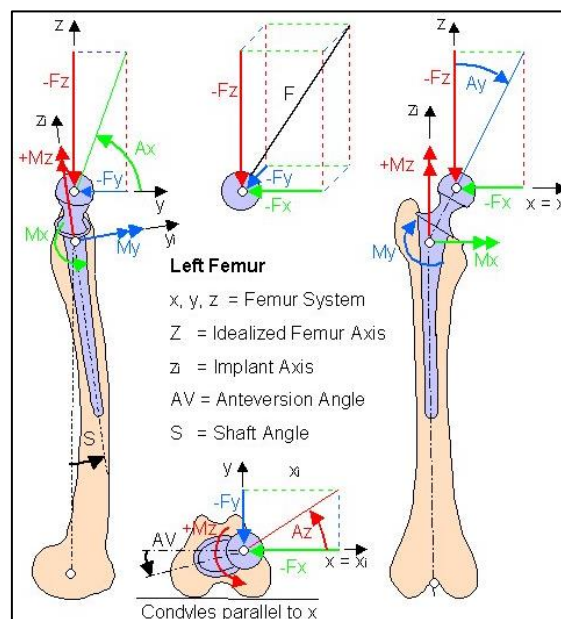


Figura 4.8 Consideraciones de direcciones de fuerzas y momentos en el programa HIP98 [70]

4.4.2. SIMULACION DE CAIDA

Para realizar la simulación de una caída se han definido 3 posibles casos en los que las cargas son consideradas impactos puntuales con diferentes magnitudes y orientaciones [22], [23].

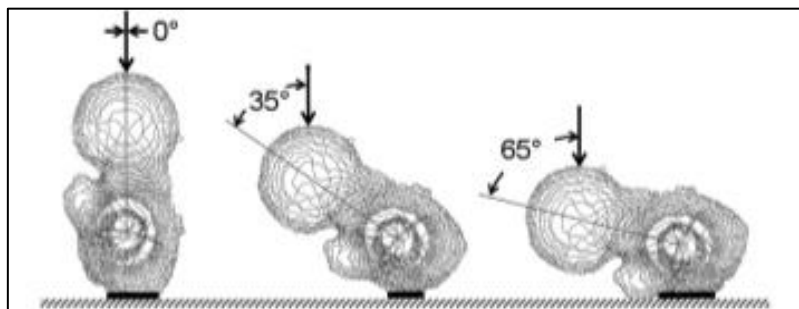


Figura 4.9 Dirección de aplicación de cargas y condiciones de contorno en caída [23]

En la imagen anterior (Figura 4.9) se muestran las direcciones de aplicación de las cargas. La primera representa una caída lateral y la carga debe ir aplicada con un ángulo de 75° con respecto al eje del fémur. La segunda se corresponde a una caída posterolateral, en la que el ángulo de aplicación es de 80° , mientras que la última se aplica en un plano perpendicular a la longitud del fémur y muestras una caída posterior. En este caso, la carga se aplica en un punto exterior de la cabeza del fémur y se añaden restricciones de contorno tipo encastre (línea negra gruesa en la figura superior) que simula el efecto del suelo en la caída. En la Tabla 3 se presenta el valor de la fuerza aplicada en cada una de las direcciones del sistema de referencia "GLOBAL":

Tabla 3. Descomposición de la fuerza de impacto en varios tipos de caída

Componente de F	Caída lateral	Caída posterior	Caída posterolateral
F_x	$-F \cdot \text{sen}(75^\circ)$	$-F \cdot \text{cos}(65^\circ)$	$-F \cdot \text{sen}(80^\circ) \cdot \text{cos}(35^\circ)$
F_y	0	$-F \cdot \text{sen}(65^\circ)$	$-F \cdot \text{sen}(80^\circ) \cdot \text{sen}(35^\circ)$
F_z	$-F \cdot \text{cos}(75^\circ)$	0	$-F \cdot \text{cos}(80^\circ)$

El valor de la fuerza de impacto varía en función del tipo de caída siendo 3547 N en el caso de caída lateral, 2837 N en la caída posterolateral y 3190,5 para la caída posterior.

Las cargas descritas se modelizan como una carga de impacto, por lo que la aplicación de dichas cargas se realiza en un periodo de tiempo muy corto (ver Figura 4.10).

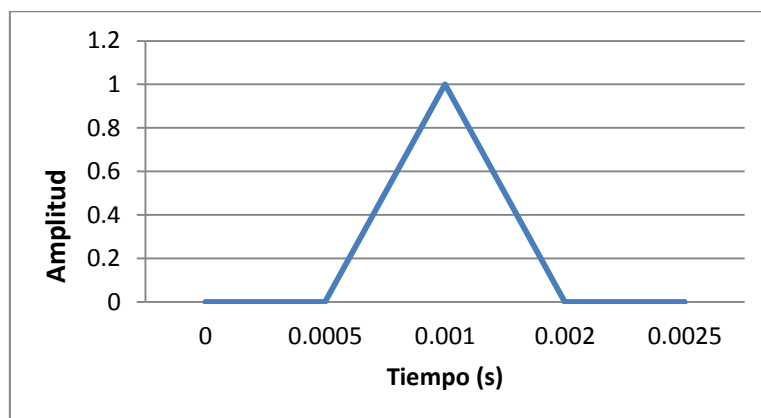


Figura 4.10 Amplitud de la carga de impacto

4.5. MALLADO. ANÁLISIS DE SENSIBILIDAD

Para realizar un mallado correcto es necesario conocer el tamaño de malla óptimo que proporcionará resultados adecuados. Usando un modelo simplificado en el que todo el material es considerado isótropo y se aplica una carga de 500N en el centro se han estudiado las diferentes posibilidades de mallado [26]. (Ver “Validación del modelo”, tipo de material isótropo, condición de carga LC1. Pág. 58)

El tipo de mallado depende, en gran medida, del tipo de elemento que se utilice para mallar el modelo, que en este caso han sido los siguientes:

- Elementos triangulares tipo lámina (S3R) para la zona cortical definida como una superficie tipo “shell”.
- Elemento tetraédricos cuadráticos tipo sólido (C3D10) para el hueso trabecular definido como tipo “sólido”.

Con el fin de ahorrar en coste computacional, se elegirá el mayor tamaño del elemento de mallado para el cual los valores de desplazamiento se estabilicen.

Otro aspecto a tener en cuenta son las no linealidades geométricas. Si en el estudio los desplazamientos y deformaciones son infinitesimales y la forma final es la misma que la inicial, no es necesario considerar las no linealidades. En la bibliografía consultada [26], [38], el resultado de las acciones sobre el fémur generan grandes desplazamientos por lo que sería necesario considerar las no linealidades geométricas del modelo. Para comprobar la influencia de realizar o no esta consideración, se ha estudiado la malla para los dos casos, considerando

la hipótesis de linealidad geométrica y la hipótesis de no linealidad. Como se puede observar en las Tablas 4 y 5, y en la Figura 4.11, no se aprecia una gran diferencia entre ambas hipótesis. A pesar de ello, en todos los estudios posteriores, se considerarán no linealidades geométricas para obtener una mayor precisión en los resultados. El programa ABAQUS permite hacerlo fácilmente activando la opción “Nlgeom”.

Tabla 4. Desplazamiento máximo en función del número de elementos, consideración de linealidad

HIPOTESIS LINEAL	
Elementos triangulares tipo lámina (S3R) y tetraédricos cuadráticos tipo sólido (C3D10)	
TAMAÑO ELEMENTO (mm)	DESPLAZAMIENTOS MÁX (mm)
100	10,15
50	11,29
40	11,85
30	13,25
20	15,51
10	16,81
7	17,09
6	17,18
5	17,09
4	17,21

Tabla 5. Desplazamiento máximo en función del número de elementos, consideración de no linealidad

HIPOTESIS NO LINEAL	
Elementos triangulares tipo lámina (S3R) y tetraédricos cuadráticos tipo sólido (C3D10)	
TAMAÑO ELEMENTO (mm)	DESPLAZAMIENTOS MÁX (mm)
100	10,45
50	11,68
40	12,29
30	13,8
20	16,29
10	17,72
7	18,04
6	18,14
5	18,04
4	18,18

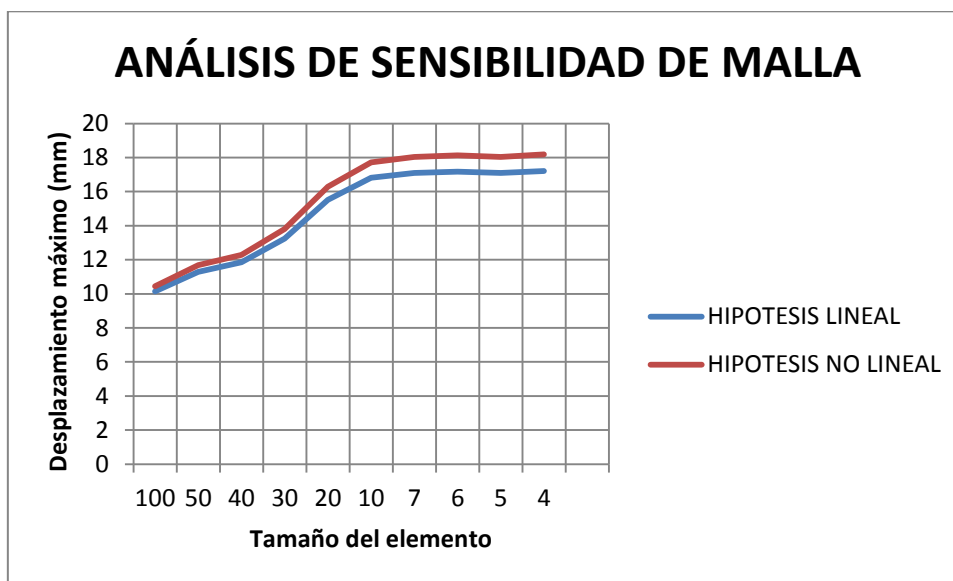


Figura 4.11 *Análisis de sensibilidad de la malla*

Tras evaluar los resultados obtenidos, se concluye que el resultado converge para un tamaño de elemento en torno a 6 mm. Este tamaño es el adecuado y el que se ha utilizado en el modelo para todos los estudios realizados.

4.6. TIPO DE ANÁLISIS

Como se ha comentado en el apartado anterior, el análisis realizado es de tipo no lineal, debido a las no linealidades geométricas, es decir, a las grandes deformaciones producidas cuando se aplica la carga. El material usado si puede considerarse lineal, pero no las deformaciones que presenta.

Por otra parte, se ha escogido el módulo Abaqus/Standard para realizar el estudio de los diferentes estados de carga. En él, la solución se alcanza mediante integración directa implícita, es decir, en cada instante, se invierten las matrices de rigidez del modelo y se resuelven las ecuaciones dinámicas simultáneamente. Para obtener la solución final se requieren varias iteraciones, dependientes de la precisión requerida en los resultados [13].

5. VALIDACIÓN DEL MODELO

Con el fin de validar el modelo de fémur que se usará para realizar diferentes estudios en este proyecto, se ha reproducido el artículo “Some factors that affect the comparison between isotropic and orthotropic inhomogeneous finite element material models of femur” [26] y se han comparado los resultados obtenidos con los proporcionados por dicho artículo.

5.1. PROPIEDADES DEL MATERIAL

Se han realizados dos análisis, uno considerando el tejido cortical y trabecular como un material isótropo y otro con la distinción de considerar el hueso trabecular como una material ortótropo.

- ISOTROPÍA

Se considera que las propiedades del material no varían en función de la dirección, no existen direcciones preferentes.

➤ PROPIEDADES DEL HUESO CORTICAL

$$E = 2065\rho^{3.09} \quad G = \frac{E}{2(1+\nu)}$$

Densidad: $\rho = 1.787 \text{ g/cm}^3 = 1.787 \text{ kg/m}^3$

Módulo de Young: $E = 12418 \text{ MPa}$

Módulo de cortadura: $G = 4776 \text{ MPa}$

Coefficiente de Poisson: $\nu = 0.3$

➤ PROPIEDADES DEL HUESO TRABECULAR

$$E = 1904\rho^{1.64} \quad G = \frac{E}{2(1+\nu)}$$

Densidad: $\rho = 0.6 \text{ g/cm}^3 = 0.6 \text{ kg/m}^3$

Módulo de Young: $E = 823.83 \text{ MPa}$

Módulo de cortadura: $G = 316.86 \text{ MPa}$

Coefficiente de Poisson: $\nu = 0.3$

- ORTOTROPÍA

Las consideraciones de material son las mismas que las expuestas en la presentación del modelo. El hueso cortical se considera isótropo y el trabecular ortótropo, con dos orientaciones distintas en función de la zona del fémur que se analice, cabeza y cuerpo (ver Figura 4.3 y 4.4).

➤ PROPIEADES DEL HUESO CORTICAL

$$E = 2065\rho^{3.09} \quad G = \frac{E}{2(1+\nu)}$$

Densidad: $\rho = 1.787 \text{ g/cm}^3 = 1.787 \text{ kg/m}^3$

Módulo de Young: $E = 12418 \text{ MPa}$

Módulo de cortadura: $G = 4776 \text{ MPa}$

Coefficiente de Poisson: $\nu = 0.3$

➤ PROPIEADES DEL HUESO TRABECULAR

$$E_1 = E_2 = 1157\rho^{1.78} \quad E_3 = 1904\rho^{1.64}$$

Densidad: $\rho = 0.6 \text{ g/cm}^3 = 0.6 \text{ kg/m}^3$

Módulo de Young: $E_1 = E_2 = 466.06 \text{ MPa}$

$$E_3 = 823.83 \text{ MPa}$$

Módulo de cortadura: $G_{12} = 5710 \text{ MPa}$

$$G_{13} = 6580 \text{ MPa}$$

$$G_{23} = 7110 \text{ MPa}$$

Coefficiente de Poisson: $\nu_{12} = 0.4$

$$\nu_{13} = \nu_{23} = 0.25$$

5.2. CARGAS Y CONDICIONES DE CONTORNO

Se estudian condiciones de carga distintas en las que se aplica una única fuerza de 500 N en las distintas direcciones que se muestran en la Figura 5.1:

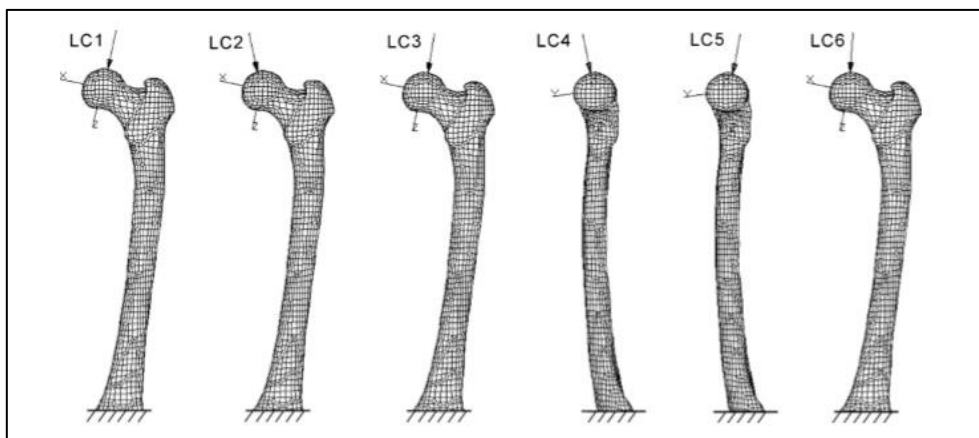


Figura 5.1 Condiciones de carga en la validación del modelo [26]

Para introducir los valores de carga se ha descompuesto en cada uno de los ejes de la Figura 5.1, correspondientes al sistema de referencia denominado “ORIENTACIÓN CABEZA”, en la Figura 4.2 (ver Tabla 6).

Tabla 6. Valor de las componentes de carga en la validación de modelo

MOVIMIENTO	CONDICIÓN DE CARGA	F _x (N)	F _y (N)	F _z (N)
Neutro	LC1			500
Aducción máxima	LC2	203.37		456.77
Abducción máxima	LC3	26.71		499.31
Extensión máxima	LC4		26.71	499.31
Flexión máxima	LC5		-154.51	475.53
Tensión máxima en el cuello	LC6	69.59		495.13

Como única condición de contorno se ha impuesto el empotramiento de la epífisis distal del fémur (cóndilos), impidiendo cualquier desplazamiento o giro.

5.3. MALLADO

El artículo presenta tres tipo de mallado diferentes, se ha elegido el mallado M1 y se ha intentado aproximar la malla del modelo real a la definida en la literatura. El artículo define un mallado con elementos hexaédricos lineales pero el modelo usado en ABAQUS no acepta este tipo de mallado por lo que se le ha asignado elementos tetraédricos y triangulares. Se ha intentado alcanza el mismo número de elementos, obteniendo 8369 elementos con un tamaño aproximado de 13.

5.4. COMPARACION DE LOS RESUTADOS OBTENIDOS

- TENSIONES MÁXIMAS (MPa)

Tabla 7. Tensiones máximas en la validación del modelo

	Modelo		H. Yang et al. 2010	
	ISÓTROPO	ORTÓTROPO	ISÓTROPO	ORTÓTROPO
LC1	34.81	34.87	36.4	35.9
LC2	15.43	22.68	16.9	16.4
LC3	32.38	33.61	31.3	30.9
LC4	34.82	34.51	38.6	38.1
LC5	38.58	38.15	40.2	40.1
LC6	28.39	31.39	24.5	24.2

- DESPLAZAMIENTOS MÁXIMOS (mm)

Tabla 8. Desplazamientos máximos en la validación del modelo

	Modelo		H. Yang et al. 2010	
	ISÓTROPO	ORTÓTROPO	ISÓTROPO	ORTÓTROPO
LC1	14.65	14.65	13.2	12.6
LC2	6.68	6.69	6.27	5.66
LC3	13.71	13.71	11.6	11
LC4	14.35	14.34	14.5	13.7
LC5	17.42	17.46	16.7	15.6
LC6	12.11	12.11	9.69	9.18

Observando los resultados en las Tablas 7 y 8, el modelo se considera suficientemente válido. Las variaciones que se observan no son consideradas relevantes ya que los valores y las relaciones entre ellos son aproximados y del mismo orden de magnitud. En la literatura se omiten datos que han tenido que ser considerados siguiendo otros criterios como el espesor de la capa cortical, que se ha definido de 3 mm [30], [37], o la densidad aparente del hueso trabecular de $0,6 \text{ g/cm}^3$ [2], [18].

6. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

6.1. RESULTADOS

La finalidad de este proyecto es comparar la respuesta del fémur ante el ciclo de marcha humana y de caída en distintos tipos de persona y comprobar los límites de rotura. En este apartado se muestran los resultados obtenidos en el ensayo de ciclo de marcha y de caída lateral, posterior y posterolateral realizados con 4 tipos de materiales correspondientes a tejido óseo de personas de diferentes rangos de edad. En primer lugar, se muestran los datos utilizados, así como un recordatorio de los criterios a seguir para determinar si se produce la rotura del tejido óseo en cada uno de los casos. No todos los criterios son aplicables, en este apartado se determinará cuáles de ellos son adecuados, cuáles no y el motivo de la decisión. Posteriormente se reflejan los resultados proporcionados por el programa ABAQUS.

Como datos base se han usado los mostrados en el apartado 4.2, correspondientes a una persona entre 30 y 40 años de edad, ampliados con los datos mostrados en la Tabla 9.

Tabla 9. Datos del material de partida

Edad	30-40
Espesor hueso cortical (mm) [30], [37]	3
Fracción de ceniza (α) [38]	0,7
BV/TV (%) [27], [28]	25,94
Densidad aparente trabecular (g/cm^3)	0,6

Una vez realizado el estudio con estos datos se ha variado la densidad aparente del hueso trabecular y los datos dependientes de ella para estudiar la evolución a medida que aumenta la edad de los sujetos de estudio (ver Tabla 10). En la bibliografía consultada no se reflejan cambios en la densidad del hueso cortical, solo cambios significativos en su espesor [30], [37]. La densidad del hueso trabecular sufre una considerable disminución de las trabéculas del hueso, conocida como osteoporosis, enfermedad mencionada en apartados posteriores de este estudio.

Tabla 10. Datos del material para diferentes edades

Edad	40-59	60-79	80-90
Espesor hueso cortical (mm) [30], [37]	2,62	2,36	1,725
Fracción de ceniza (α) [38]	0,6	0,35	0,2
BV/TV (%) [27], [28]	23,38	22,17	16,26
Densidad aparente trabecular (g/cm^3)	0,51	0,413	0,271

La fracción de ceniza hace referencia a la cantidad de minerales que contiene el hueso, tomando valores entre 0,7 en el pico de mayor densidad y mineralización del hueso, entorno a los 30 o 40 años de edad, y 0,1 para edades avanzadas o estados de osteoporosis. El dato BV/TV% (“Bone Volume over Total Volume”) es un indicador del volumen de hueso mineralizado trabecular frente al volumen total de hueso trabecular. Combinando este dato con el de fracción de ceniza es posible conocer la densidad aparente del hueso esponjoso [38]:

$$\rho_{apar, trab} = (1,41 + 1,29\alpha) \cdot BV/TV / 100 \quad (6.1)$$

Para analizar los resultados, es necesario conocer el límite elástico de los materiales que forman el hueso, cuyo valor es función de la densidad del tejido óseo. Se supone el comportamiento lineal elástico hasta rotura de los diferentes tejidos que lo conforman, cortical [8] y trabecular [23].

➤ **HUESO CORTICAL:**

$$\sigma_y = 114 \cdot \rho^{1.72} \quad (6.2)$$

Para $\rho \geq 0,317 \text{ g}/\text{cm}^3$

En el caso del hueso cortical, la densidad permanece constante con un valor de 1,787 g/cm^3

➤ **HUESO TRABECULAR:**

$$\sigma_y = 102 \cdot \rho^{1.5} \quad (6.3)$$

Para $\rho \leq 0,6037 \text{ g/cm}^3$

Tabla 11. Límite elástico del hueso cortical y trabecular

Rango de edad	$\sigma_{y.cortical} \text{ (MPa)}$	$\rho_{trabecular} \text{ (g/cm}^3\text{)}$	$\sigma_{y.trabecular} \text{ (MPa)}$
30-40	309,43	0,6	47,41
40-60		0,51	37,15
60-80		0,413	27,07
80-90		0,271	11,77

En el apartado 2.1.7 se han expuesto diferentes criterios de rotura, pero no todos son aplicables en el estudio realizado en este trabajo. A continuación se recuerdan y se seleccionan los adecuados para este trabajo.

- **Criterio de Von Mises:** solo es aplicable para el caso de hueso cortical, por ser isótropo.

$$\sigma_{VM} \leq \sigma_y \quad (6.4)$$

- **Criterio de Hill y criterio de Tsai y Wu:** se aplican para el caso anisótropo del hueso trabecular. El caso de simplificación isótropa, no es aplicable ya que solo considera cargas y momentos sobre el eje z. Se desconoce el valor de los coeficientes para el caso general, por lo que ambos criterios se rechazan en este estudio.
- **Criterio de Raghava y Robert:** no considera anisotropía por lo que solo se aplica para el caso de hueso cortical isótropo.

$$(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2 + 2(C - T) \cdot (\sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3) \leq 2CT$$

$$(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2 + 2(205 - 135) \cdot (\sigma_x + \sigma_y + \sigma_z) \leq 2 \cdot 205 \cdot 135$$

- **Deformación principal máxima:** aplicable en todos los casos.

Compresión: $\varepsilon_{\text{límite}} = 0.0104$

Tracción: $\varepsilon_{\text{límite}} = 0.0073$

- **Tensión principal máxima y Tensión de Von Mises:** no son aplicables para casos de densidad aparente mayor a $0,317\text{g/cm}^3$, por lo que no se considerarán en este estudio.

6.1.1. CICLO DE MARCHA

Para comenzar el estudio, se analiza el modelo de fémur con los datos del material que se ha usado como material de partida, correspondiente a una persona de entre 30 y 40 años. El momento de máxima tensión se alcanza a los 0,35 segundos de empezar el ciclo, y en ese punto las distribuciones de tensión que presentan ambos tejidos son las siguientes:

➤ HUESO CORTICAL

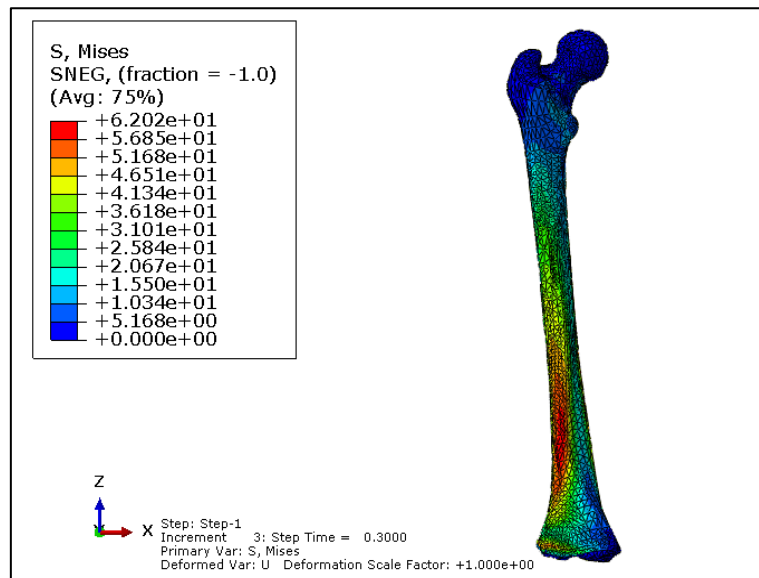


Figura 6.1.1 Resultados de la tensión de Von Mises máxima (en MPa) en el hueso cortical durante el ciclo de marcha

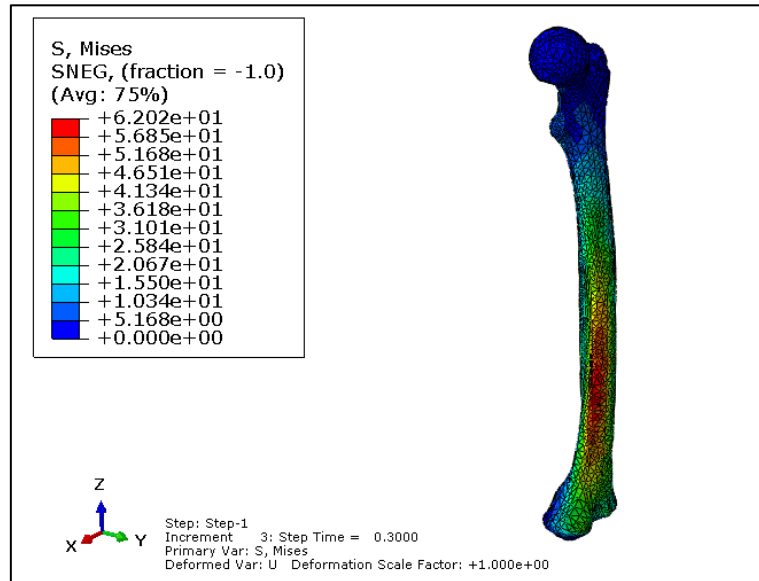


Figura 6.1.2 Resultados de la tensión de Von Mises máxima (en MPa) en el hueso cortical durante el ciclo de marcha

La tensión de Von Mises máxima soportada por el hueso se encuentra en torno a 60 MPa.

➤ HUESO TRABECULAR

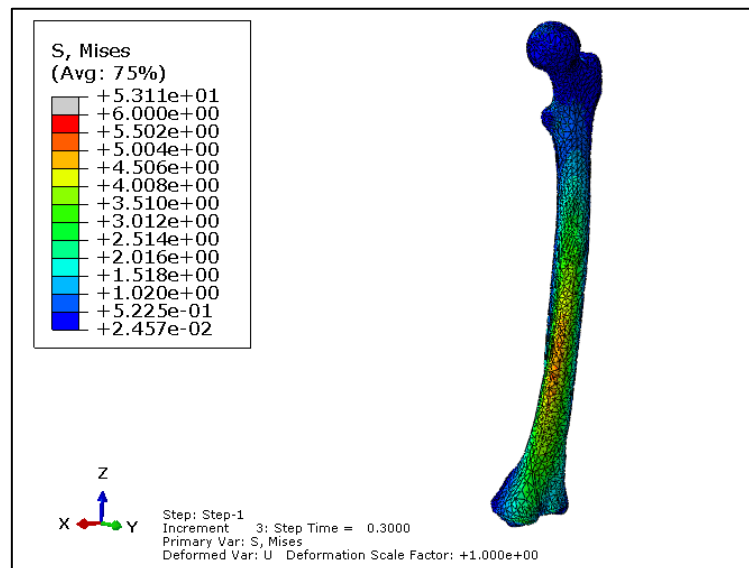


Figura 6.2 Resultados de la tensión de Von Mises máxima (en MPa) en el hueso trabecular durante el ciclo de marcha

En el caso del hueso trabecular, se producen singularidades no representativas en el punto de aplicación de la carga, como resultado de la aplicación del método de elementos finitos por parte de programa de cálculo. La tensión de Von Mises máxima soportada por el tejido trabecular es inferior a 6 MPa.

Como se puede apreciar, la tensión que soporta el tejido trabecular, es mucho menor que la que soporta el cortical y en ambos casos se aleja mucho del valor límite de tensión antes de rotura. El estudio comparativo para las diferentes edades y materiales, se realizará sobre el hueso cortical ya que existen más criterios de rotura válidos para el material considerado isótropo. A continuación se muestra una tabla en la que se refleja la tensión de Von Mises máxima soportada por el tejido trabecular en todos los casos de estudio:

Tabla 12. Tensiones de Von Mises máximas en el hueso trabecular durante el ciclo de marcha

Rango de edad	Tensión de Von Mises máxima (MPa)
30-40	5,2
40-60	6,8
60-80	7,3
80-90	9,5

6.1.1.1. CRITERIO DE VON MISES

Tabla 13. Tensión de Von Mises durante el ciclo de marcha

Edad	30-40	40-60	60-80	80-90
Tiempo (s)	Tensión Von Mises (Mpa)			
0	0	0	0	0
0.1	46.1041	55.3277	62.5859	92.728
0.125	47.6799	55.2578	63.9905	92.4929
0.15	50.0265	58.2555	67.429	97.6171
0.175	45.8639	52.782	61.2887	87.3594
0.2	58.4823	70.2806	79.6299	118.617
0.225	60.4818	70.1838	81.4261	118.286
0.25	63.4486	74.0011	85.7818	124.861
0.275	58.1956	67.0757	78.0329	111.826
0.3	60.2945	72.4735	82.1333	122.439
0.325	62.356	72.3728	83.9877	122.094
0.35	65.4133	76.3107	88.4775	128.884
0.375	60.0017	69.1735	80.4947	115.443
0.4	52.4331	68.8979	78.0522	116.212
0.45	54.2249	68.8023	79.8105	122.325

0.5	56.8886	72.5437	84.0814	66.8531
0.55	52.1665	65.7512	76.4796	70.1053
0.6	43.0676	40.1408	45.3368	86.5557
0.65	44.5374	40.0128	46.2646	90.8874
0.7	46.7301	42.1793	48.7529	67.5403
0.75	42.8347	38.1497	44.2302	70.786
0.8	19.1859	40.5308	45.78	38.0901
0.85	19.8309	40.4031	46.7186	39.5878
0.9	20.8093	42.5909	49.2312	20.0452
0.95	19.0471	38.5233	44.666	19.3158
1	14.7111	12.9611	14.6131	17.8943
1.025	15.2018	12.7439	14.7258	41.7317
1.05	15.951	13.441	15.5139	41.0792
1.075	14.5934	12.0358	13.9507	43.3945
1.1	20.9952	25.1831	28.4056	38.4645
1.105	21.7023	24.9871	28.8621	38.4645
1.1075	22.7729	26.3413	30.4114	38.4645
1.11	20.8472	23.741	27.4999	38.4645

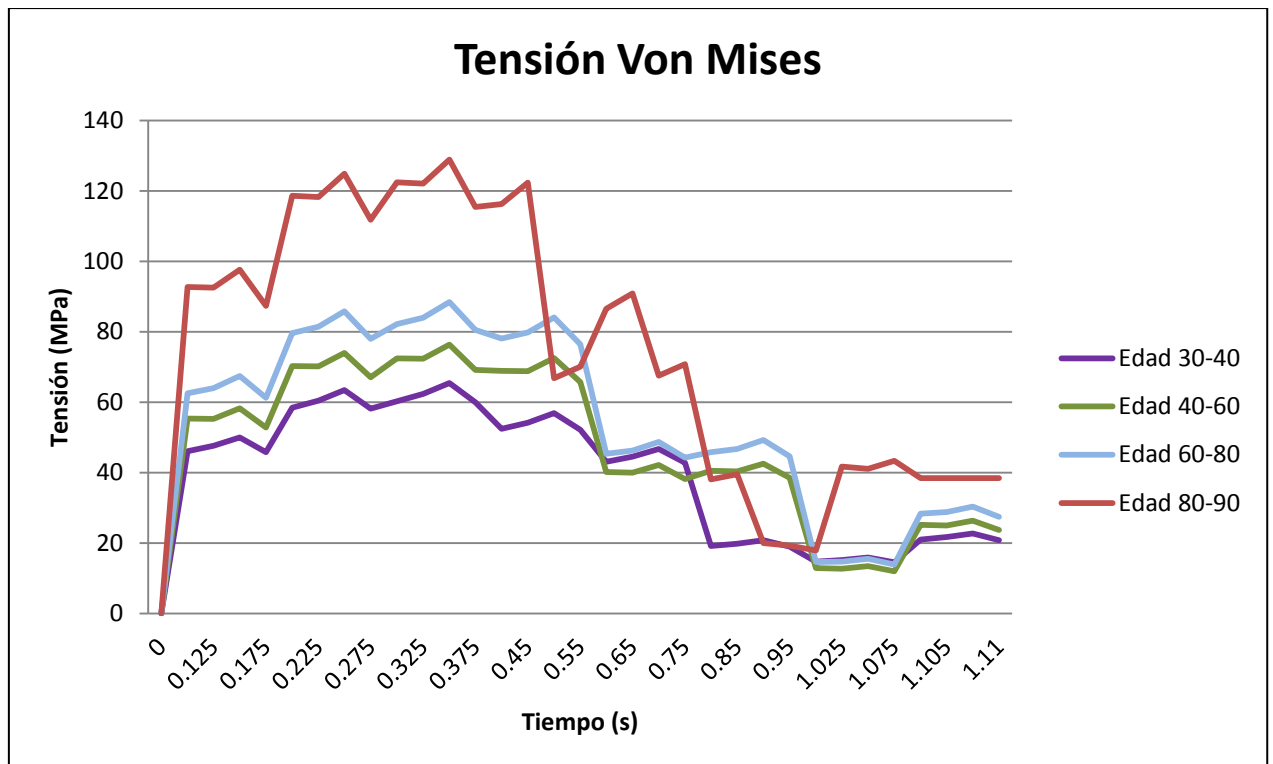


Figura 6.3 Gráfica de la tensión de Von Mises durante el ciclo de marcha para diferentes edades

6.1.1.2. CRITERIO DE RAGHAVA Y ROBERT

Para la aplicación de este criterio, se analiza la tensión en el momento en el que es máxima (a 0,35 segundos de haber empezado el ciclo), en el punto en el que la tensión de Von Mises es máxima. Esta decisión se basa en que ese punto será el más cargado globalmente, aunque el criterio y los valores de tensión que se analicen sean distintos.

Tabla 14. Tensiones principales y tensión equivalente del criterio de Raghava y Robert durante el ciclo de marcha

Rango de edad	30-40	40-60	60-80	80-90
σ_1 (MPa)	63,79	75,01	83,64	120,47
σ_2 (MPa)	0	0	0	0
σ_3 (MPa)	-13,68	-5	-10,36	-7,78
σ_{eq} (MPa ²)	17273,31	21854,50	26198,18	46798,21

$$(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2 + 2(C - T) \cdot (\sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3) \leq 2CT$$

$$\sigma_{eq} = (\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2 + 140 \cdot (\sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3) \leq 55350 \text{ MPa}^2$$

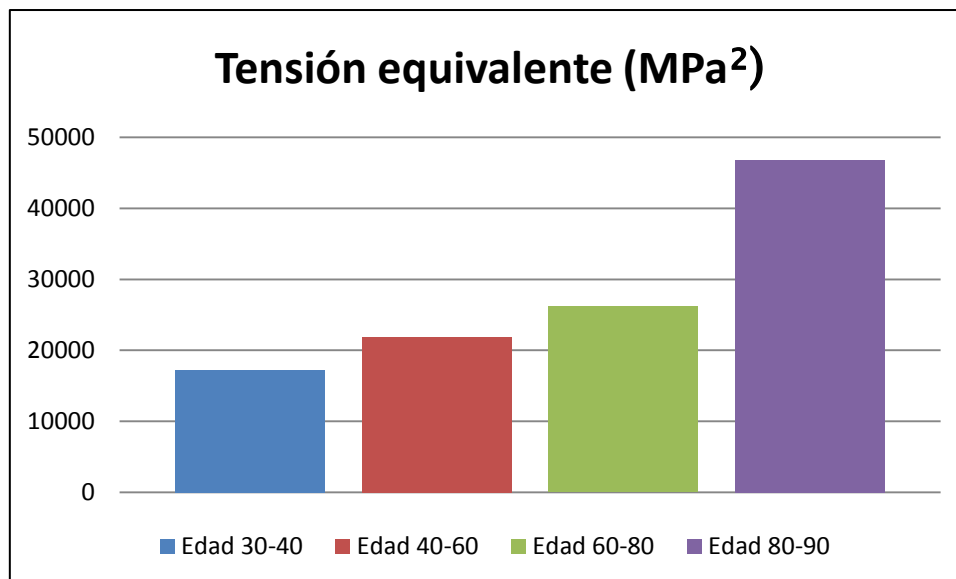


Figura 6.4 Gráfica de la tensión equivalente máxima del criterio de Raghava y Robert durante el ciclo de marcha

6.1.1.3. CRITERIO DE DEFORMACIÓN PRINCIPAL MÁXIMA

Para la aplicación de este criterio, es necesario conocer la deformación principal máxima que sufre el tejido. Esta deformación es elástica ya que, como se ha mencionado con

anterioridad, el material óseo apenas llega a sufrir deformación plástica antes de su rotura, tiene un comportamiento lineal elástico. Los valores límite de deformación usados en este criterio son 0,0104 para compresión y 0,0073 para tracción [21].

Tabla 15. Tensiones y deformaciones principales máximas durante el ciclo de marcha

Rango de edad	Tensión principal máxima (MPa)	Deformación principal máxima
30-40	63,79	0,0051
40-60	75,01	0,0060
60-80	83,64	0,0067
80-90	120,47	0,0097

6.1.2. CAIDA

En la realización de este estudio se han considerado 3 tipos de caída explicados en el apartado 4.3.2. En cada uno de ellos se han aplicado las cargas que se recogen en la siguiente tabla, estas fuerzas se han aplicado según la dirección de los ejes del sistema de referencia “GLOBAL” (ver figura 4.2).

Tabla 16. Valores de las componentes de fuerza en varios tipos de caída

	Caída lateral	Caída posterior	Caída posterolateral
Fx (N)	-3426,14	-1348,36	-2288,63
Fy (N)	0	-2891,57	-1602,51
Fz (N)	-918,03	0	-492,64

En cuanto a la condición de contorno, explicada en el apartado 4.3.2, consiste en el empotramiento de los cóndilos y de la parte distal de la cabeza del fémur.

A cada caso de caída se le van a aplicar 4 materiales diferentes, correspondientes a los rangos de edad ya utilizados para analizar el ciclo de marcha. Usando el criterio de Von Mises, Raghava y Robert y el de Deformación principal máxima, se estudiará si en alguno de los casos se produce la fractura del material.

Usando los datos de partida, correspondientes a una persona de 30-40 años, se han obtenido los siguientes resultados para cada una de las caídas:

- CAÍDA LATERAL

A continuación se muestran los resultados obtenidos en el ensayo de caída lateral, para el caso del tejido cortical y trabecular.

➤ HUESO CORTICAL

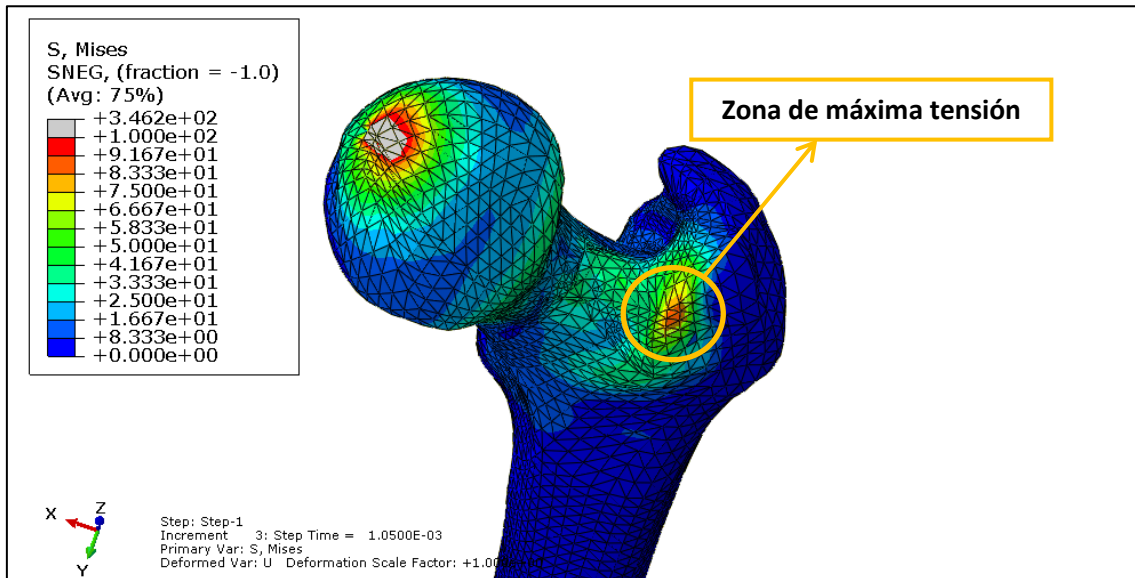


Figura 6.5 Resultado de la distribución de tensiones (en MPa) en el hueso cortical ante caída lateral

➤ HUESO TRABECULAR

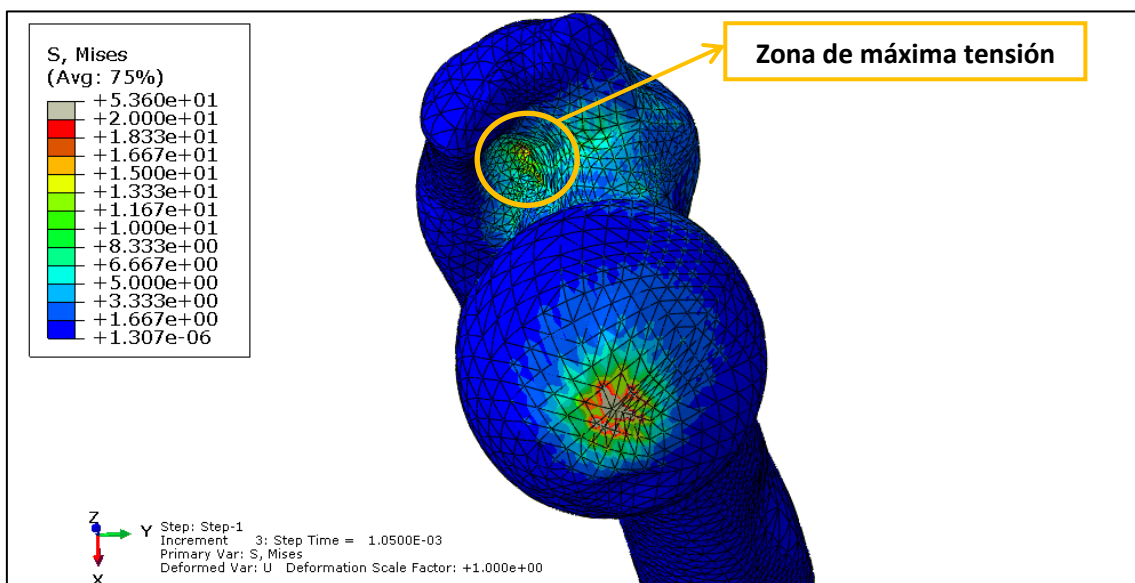
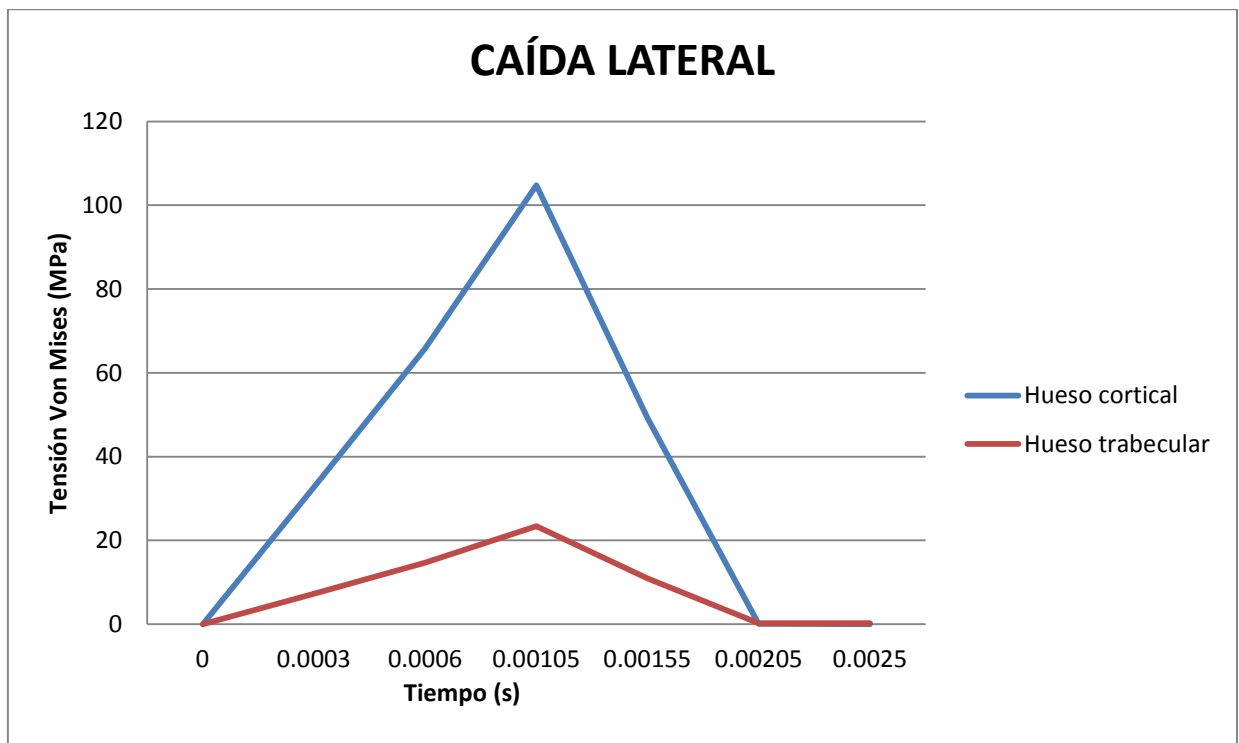


Figura 6.6 Resultado de la distribución de tensiones (en MPa) en el hueso trabecular ante caída lateral

Tabla 17. Valores de tensión de Von Mises ante caída lateral

CAIDA LATERAL 30-40		
Tiempo (s)	Tensión Von Mises (Mpa)	
	Cortical	Trabecular
0	0	0
0.0003	32.7116	7.29649
0.0006	65.7698	14.6801
0.00105	104.786	23.4074
0.00155	49.2273	10.9515
0.00205	0.0557094	0.207565
0.0025	0.0388874	0.207558

**Figura 6.7 Gráfica de tensión de Von Mises ante caída lateral**

- CAÍDA POSTERIOR

➤ HUESO CORTICAL

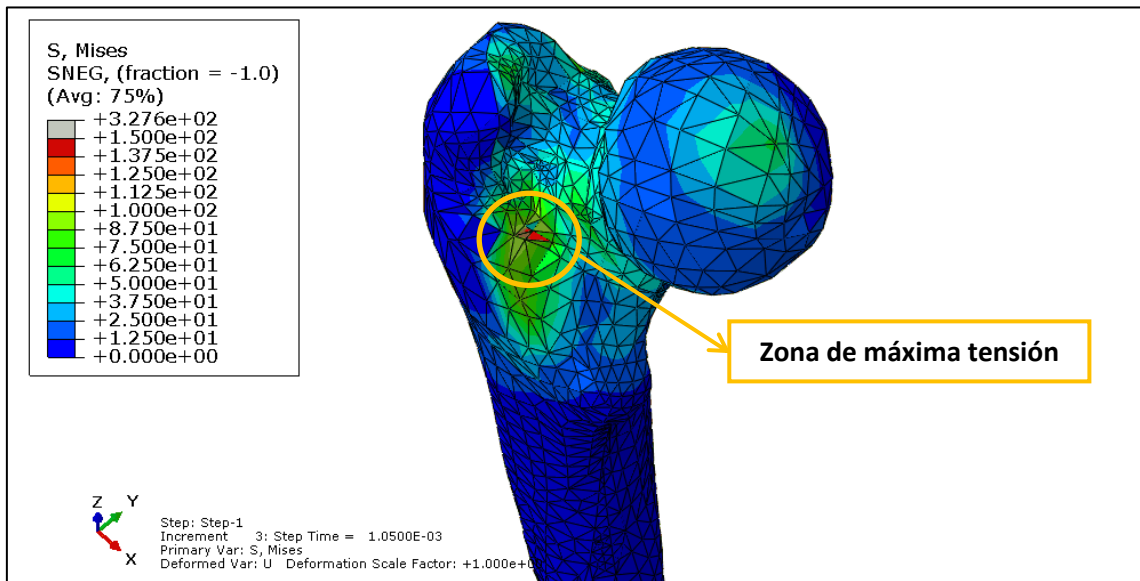


Figura 6.8 Resultado de la distribución de tensiones (en MPa) en el hueso cortical ante caída posterior

➤ HUEOS TRABECULAR

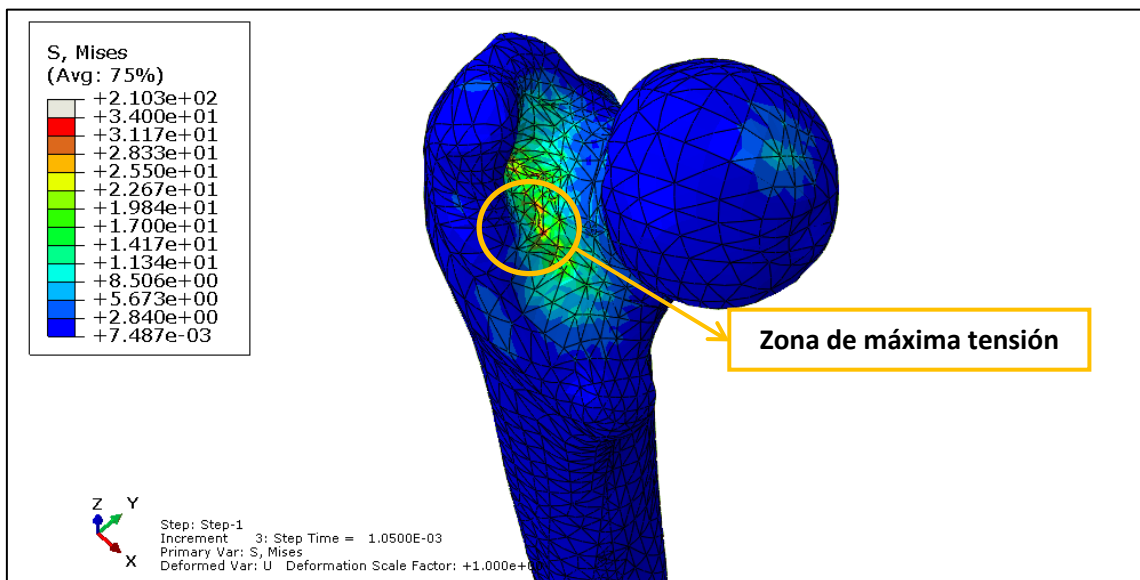


Figura 6.9 Resultado de la distribución de tensiones (en MPa) en el hueso trabecular ante caída posterior

Tabla 18. Valores de tensión de Von Mises ante caída posterior

CAIDA POSTERIOR 30-40		
Tiempo (s)	Tensión Von Mises (Mpa)	
	Cortical	Trabecular
0	0	0
0.0003	41.3512	10.6504
0.0006	83.0638	21.4791
0.00105	176.654	34.3339
0.00155	83.6096	15.9828
0.00205	0.320023	0.327711
0.0025	0.107945	0.429095

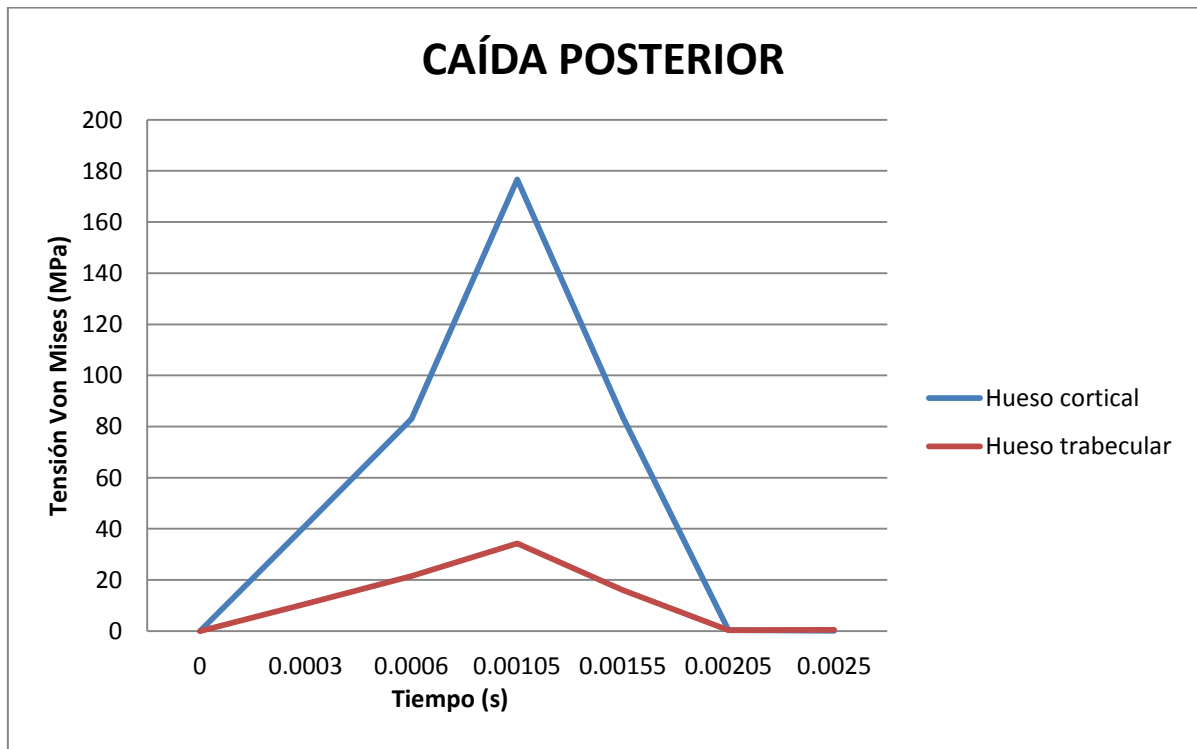


Figura 6.10 Gráfica de tensión de Von Mises ante caída posterior

- CAÍDA POSTEROLATERAL

➤ HUESO CORTICAL

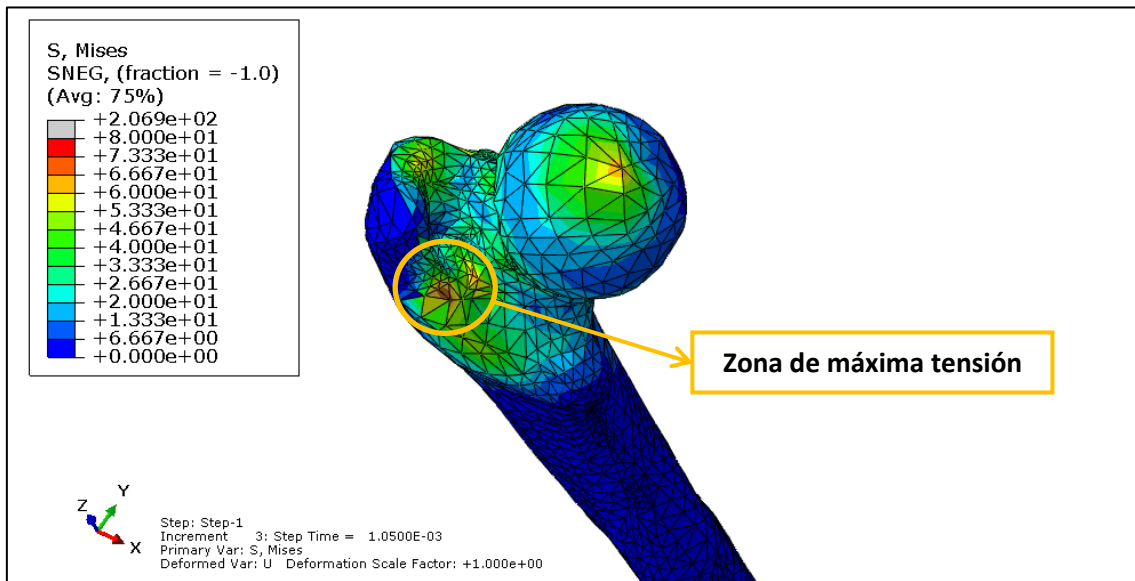


Figura 6.11 Resultado de la distribución de tensiones (en MPa) en el hueso cortical ante caída posterolateral

➤ HUEOS TRBAECULAR

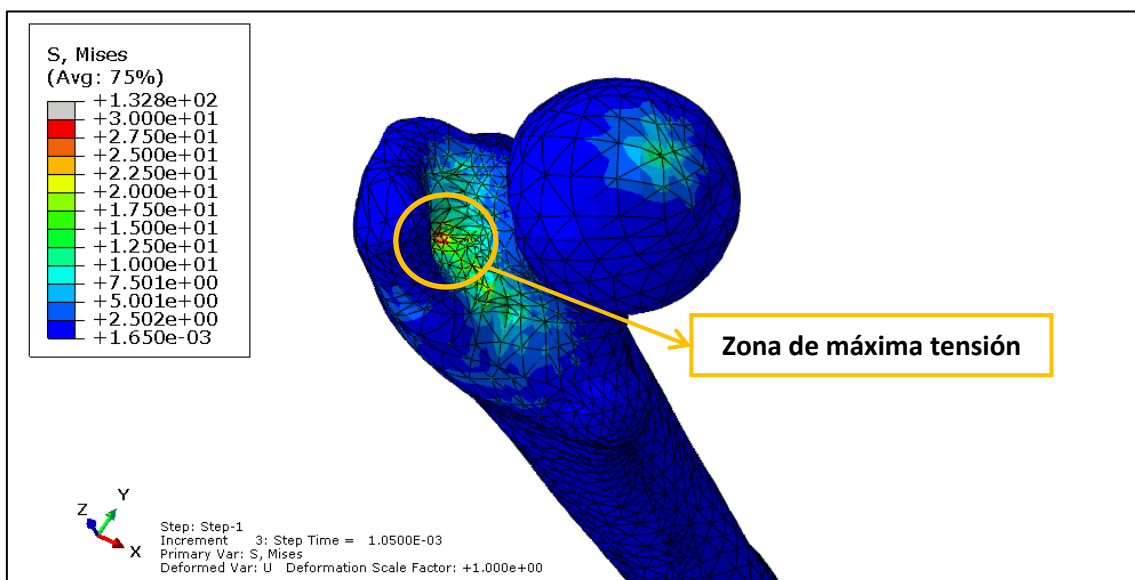


Figura 6.12 Resultado de la distribución de tensiones (en MPa) en el hueso trabecular ante caída posterolateral

Tabla 19. Valores de tensión de Von Mises ante caída posterolateral

CAIDA POSTEROLATERAL 30-40		
Tiempo (s)	Tensión Von Mises (Mpa)	
	Cortical	Trabecular
0	0	0
0.0003	36.7653	10.3237
0.0006	73.9741	20.7662
0.00105	117.953	33.1011
0.00155	55.2028	15.5325
0.00205	0.139702	0.0375789
0.0025	0.0607536	0.0286432

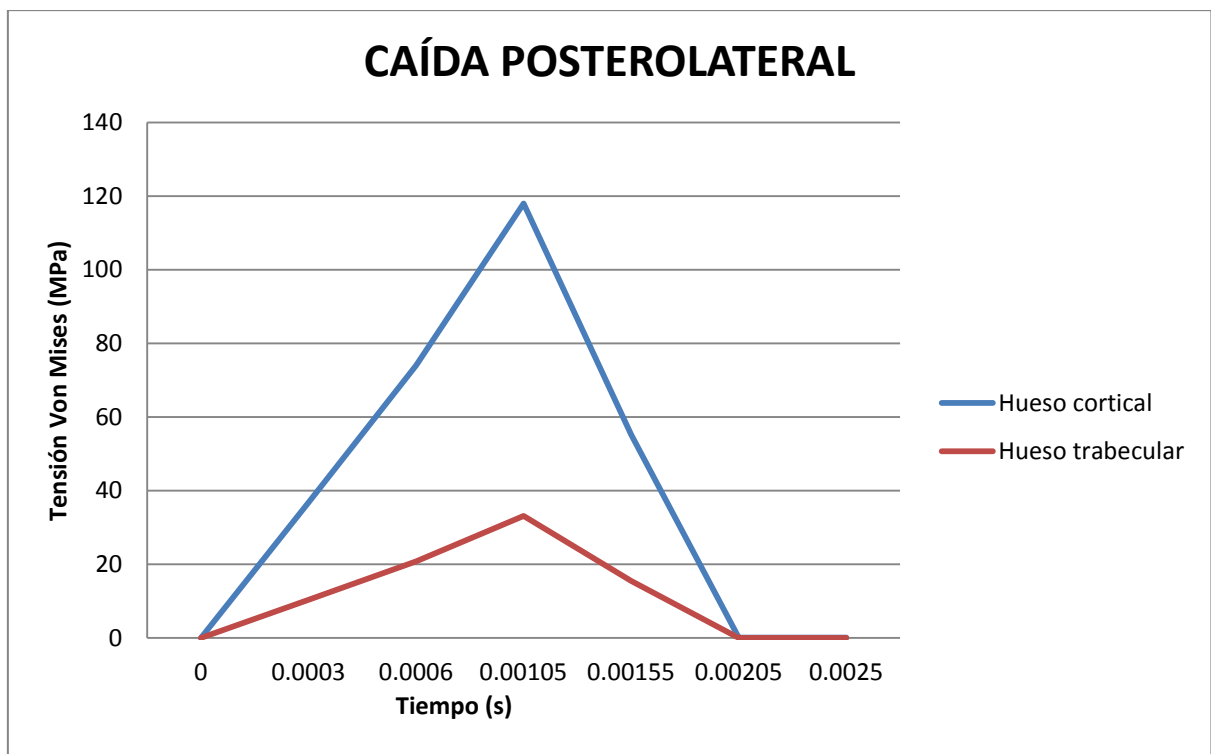


Figura 6.13 Gráfica de tensión de Von Mises ante caída posterolateral

Para la aplicación de los diferentes criterios y el estudio comparativo a diferentes edades, se centra la atención en el hueso cortical, ya que, debido a la anisotropía del hueso trabecular, no se disponen de criterios adecuado para valorar el efecto de la caída sobre dicho tejido.

Como se puede apreciar en las tablas anteriores, el valor máximo de tensión se alcanza en un tiempo igual a 0,00105 segundos, momento de la caída en el que todo el peso del cuerpo recae sobre la cabeza femoral. Los criterios por los que se va a analizar la carga de impacto se evaluarán en dicho momento y el punto de máxima acumulación de tensión, marcado en las figuras anteriores. A continuación se muestran las tablas en las que se recogen los resultados obtenidos que serán analizados en el siguiente apartado.

6.1.2.1. CRITERIO DE VON MISES

Tabla 20. Valores máximos de tensión de Von Mises ante caída

	Tensión máxima de Von Mises (MPa)			
Rango de edad	30-40	40-60	60-80	80-90
Caída lateral	104.786	83.051	135.420	140.440
Caída posterior	176.654	145.103	204.690	263.450
Caída posterolateral	117.953	96.740	183.760	320.290

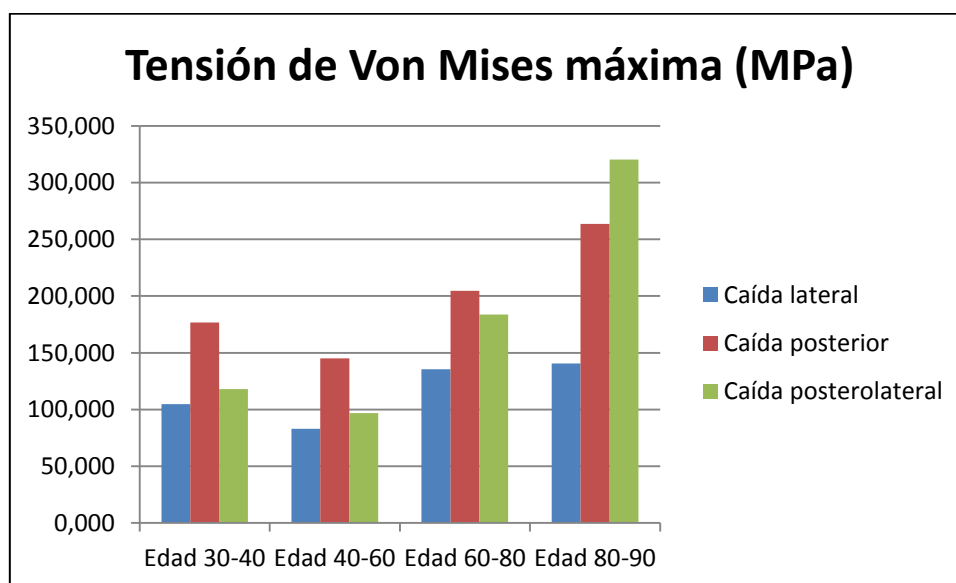


Figura 6.14 Gráfica de la tensión de Von Mises máxima en caída

6.1.2.2. CRITERIO DE RAGHAVA Y ROBERT

Tabla 21. Tensiones principales y tensión equivalente del criterio de Raghava y Robert en caída lateral

	Caída lateral			
Rango de edad	30-40	40-60	60-80	80-90
σ_1 (MPa)	40.02	17.83	27.36	30.62
σ_2 (MPa)	0.00	0.00	0.00	-32.00
σ_3 (MPa)	-69.32	-89.71	-113.68	-152.65
$\sigma_{\text{equiv.}}$ (MPa ²)	14258.78	9867.44	21479.19	30501.38

Tabla 22. Tensiones principales y tensión equivalente del criterio de Raghava y Robert en caída posterior

	Caída posterior			
Rango de edad	30-40	40-60	60-80	80-90
σ_1 (MPa)	93.23	23.67	0.00	56.99
σ_2 (MPa)	0.00	0.00	-100.00	0.00
σ_3 (MPa)	-70.21	-167.00	-247.36	-152.47
$\sigma_{\text{equiv.}}$ (MPa ²)	43556.71	44738.12	44271.54	57001.25

Tabla 23. Tensiones principales y tensión equivalente del criterio de Raghava y Robert en caída posterolateral

	Caída posterolateral			
Rango de edad	30-40	40-60	60-80	80-90
σ_1 (MPa)	77.65	59.18	2.53	169.83
σ_2 (MPa)	54.99	0.00	0.00	-4.83
σ_3 (MPa)	0.00	-21.52	-198.22	-14.70
$\sigma_{\text{equiv.}}$ (MPa ²)	28136.50	15750.27	52201.53	85696.85

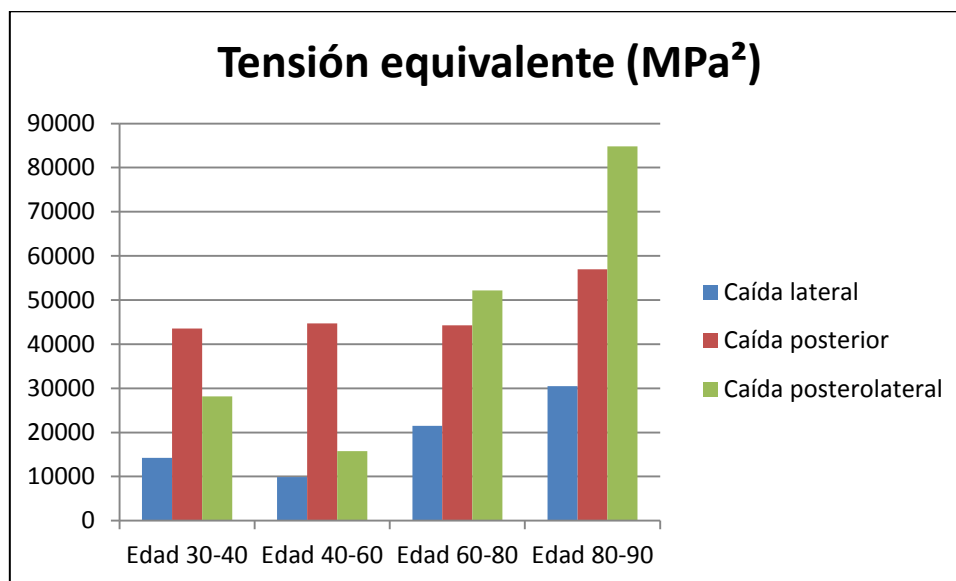


Figura 6.15 Gráfica de la tensión equivalente máxima del criterio de Raghava y Robert en caída

6.1.2.3. CRITERIO DE DEFORMACIÓN PRINCIPAL MÁXIMA

Tabla 24. Deformaciones principales máximas en caída

	Deformación principal máxima			
Rango de edad	30-40	40-60	60-80	80-90
Caída lateral	0.00844	0.00669	0.01091	0.01131
Caída posterior	0.01423	0.01169	0.01649	0.0212
Caída posterolateral	0.00950	0.00779	0.01480	0.0258

6.2. DISCUSIÓN

En este apartado, se presenta una explicación a los resultados obtenidos y mostrados en el apartado 6.1, mediante la discusión de dichos resultados se busca establecer conclusiones que permitan comprender el funcionamiento del fémur bajo los estados de carga a los que se le ha sometidos,

6.2.1. DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS DEL CICLO DE MARCHA

El estado de carga del fémur correspondiente al ciclo de marcha humana, no es un estado en el que el fémur se encuentre especialmente cargado, por lo que se supone que nunca se va a llegar a producir la fractura. Mediante este estudio se ha comprobado la validez de los

criterios utilizados y se ha estudiado la evolución de las tensiones sufridas a medida que se modifican las propiedades de los materiales que se asignan a cada tejido. Tal y como se ha manifestado varias veces a lo largo del trabajo, el estudio comparativo se centra en el tejido cortical ya que es el más solicitado (65,41 MPa frente a 5,2 MPa) y sobre el que existen criterios de fractura adecuados. Lo mismo ocurrirá en el estudio de riesgo de fractura por caída.

En la Figura 6.1 se aprecian las distribuciones de tensión sobre el fémur en el momento de máxima carga durante la marcha humana. En el Anexo aparece una tabla en la que se recogen todas las cargas aplicadas en cada instante de tiempo, resumidas en la Figura 4.7. Se comprueba fácilmente que los mayores valores de carga se aplican en el sentido de los ejes Z y X del sistema de referencia "GLOBAL" por lo que el fémur se comporta como una ménsula (empotrado en los cóndilos, extremo inferior) sometida a una carga perpendicular al eje y otra carga paralelo al mismo. Debido a la curvatura del fémur, los esfuerzos axiales del eje Z se convierten en esfuerzo de flexión aumentando las tensiones sobre el hueso. Este estado de cargas hace que en las proximidades del empotramiento se encuentren los mayores valores de tensión a ambos lados del fémur, en una cara, el hueso cortical se encuentra traccionado y en la otra comprimido.

Una vez analizado el estado tensional general del hueso, es momento de comprobar los criterios aplicados para determinar el riesgo de fractura, todos ellos se han evaluado en el punto más cargado del fémur (nodo 754). El primer criterio utilizado ha sido el de Von Mises, fácil de aplicar ya que el programa ABAQUS ofrece directamente el valor de tensión de Von Mises en cada punto del hueso. En la Tabla 13 y en la Figura 6.3 se recogen los resultados del estudio realizado y se observa que los valores máximos de tensión (marcados en amarillo en la Tabla 13) no superan en ningún caso el límite a rotura. Es destacable el gran aumento de tensión que se recoge en el último rango de edad, debido al empeoramiento de las propiedades del hueso cortical y trabecular mencionados al principio de este capítulo. En la tabla X se puede apreciar como, a medida que aumenta el rango de edad, el margen hasta el límite de rotura disminuye.

Tabla 25. Tensión de Von Mises máxima y límite de fluencia para hueso cortical durante el ciclo de marcha

Rango de edad	$\sigma_{VM.m\acute{a}xima}$ (MPa)	$\sigma_{y.cortical}$ (MPa)
30-40	65,41	309,43
40-60	76,31	
60-80	88,48	
80-90	128,88	

Se puede afirmar que, usando el criterio de Von Mises, no se produce la fractura del fémur en ninguno de los casos estudiados.

El segundo criterio utilizado ha sido el de Raghava y Robert, basado en la diferencia de comportamiento de hueso ante tracción, donde presenta una resistencia de 135 MPa y ante compresión, cuando la resistencia aumenta hasta 205 MPa [8]. Para evaluar el punto más cargado es necesario, en este caso, obtener las tensiones principales para calcular una tensión equivalente, en MPa^2 y compararla con un valor límite que proporciona el criterio, basándose en la resistencia a tracción y compresión.

Tabla 26. Tensión equivalente y tensión límite del criterio de Raghava y Robert durante el ciclo de marcha

Rango de edad	$\sigma^2_{equivalente}$ (MPa^2)	$\sigma^2_{l\acute{i}mite}$ (MPa^2)
30-40	17273,31	55350
40-60	21854,50	
60-80	26198,18	
80-90	46798,21	

Con este criterio se observan las mismas características que con el anterior, un gran salto de tensión equivalente al cuadrado en el último rango de edad, pero todos los valores son inferiores al límite, por lo que se puede afirmar, que mediante el criterio de Raghava y Robert, no se produce fractura.

El último criterio utilizado ha sido el criterio de deformación principal máxima. Este criterio establece unos límites de deformación en función de si la zona de estudio está sometida a tracción o a compresión. Los resultados arrojados por este criterio son dudosos:

Tabla 27. Deformación principal máxima durante el ciclo de marcha

Rango de edad	Deformación principal máxima
30-40	0,005136898
40-60	0,006040425
60-80	0,006735384
80-90	0,00970124

Los límites establecidos son de 0,0073 para tracción y 0,0104 para compresión. El punto de estudio está sometido a tracción por lo que, según este criterio se produciría la fractura en el último caso. Los resultados son muy ajustados, es decir, aunque no todos sobrepasen el límite, son muy cercanos a él, y ante cualquier evento extraordinario que supusiese un aumento de tensión se produciría la fractura. Un hecho que hace dudar de su validez y fiabilidad es la independencia del valor límite con las características del material, no se reflejan límites de aplicación como ocurría en otros criterios mostrados en el apartado 2.1.7, los cuales estaban limitados para ciertos valores de densidad aparente. En la bibliografía consultada [21] no queda claro si es aplicable tanto a hueso cortical como trabecular o solo a uno de ellos por lo que este criterio queda rechazado y no se considera válido.

En función a lo reflejado en este apartado, se puede concluir que no se produce fractura femoral en el estado de carga correspondiente al ciclo de marcha humana en ninguno de los casos estudiados, aumentando el riesgo a medida que crece la edad del sujeto de estudio, pero siempre muy por debajo del límite a partir del cual se produce dicha fractura.

6.2.2. DISCUSION DE LOS RESULTADOS DEL ENSAYO DE CAÍDA

El segundo caso de estudio ha sido la simulación de tres caídas diferentes. En esta ocasión el fémur se encuentra mucho más solicitado ya que la carga ha sido modelada como una carga de impacto, actúa mucha fuerza en un periodo de tiempo muy corto lo que provoca mayores tensiones en el tejido. Por las mismas razones expuestas anteriormente solo se va analizar y comparan los resultados obtenidos para hueso cortical aunque quedan reflejados los obtenidos en el hueso trabecular en las Figuras 6.6, 6.8 y 6.10. La distribución de tensiones que presenta el fémur ante una caída cambia completamente con respecto a la que se apreciaba en el caso anterior. Ahora, las tensiones se acumulan en la cabeza del fémur ya que, se supone, que es la que recibe el impacto y al caer al suelo, todo el peso del cuerpo se acumula sobre ella. En las Figuras que van de la 6.5 a la 6.10 se muestra la distribución de tensiones y como hay una acumulación de tensión en la zona de impacto de la carga. Estos

valores deben despreciarse ya que no son representativos, son singularidades debido a los cálculos que realiza el programa.

Para aplicar los criterios, se analizan las tensiones en el momento de máxima amplitud de la carga que corresponde con el momento de la caída en el que todo el peso del cuerpo recae sobre la cabeza femoral, y en los puntos marcados en las figuras anteriormente mencionadas. Estas son las zonas más cargadas tensionalmente.

Al igual que en el caso del ciclo de marcha, el primer criterio aplicado ha sido el criterio de Von Mises, el cual busca compara la tensión máxima de Von Mises soportada por el hueso (ver Tabla 20) con el límite de 309,43 MPa. Es preciso mencionar que las tensiones de Von Mises obtenidas en este ensayo son superiores a las obtenidas en el estudio del ciclo de marcha, tal y como era de esperar, y que las tensiones soportadas aumentan a medida que se eleva el rango de edad. En este caso aparecen datos discordantes para el rango de edad comprendido entre 40 y 60 años, ya que las tensiones son menores que las soportadas en el caso de edades entre 30 y 40 años. Esto puede deberse a fallos en el programa debido a la elevada complejidad geométrica de la cabeza femoral y a la dificultad de encontrar un mallado adecuado que no genere elementos de geometría no adecuada. No se debe dar mayor importancia a este hecho y considerar que el estudio en general es válido, ya que el resto de los datos son tal y como se esperaban

En esta ocasión hay un valor de tensión que supera el límite de rotura: se trata de la tensión ocasionada por la caída posterolateral en una persona que se encuentra en un rango de entre 80 y 90 años de edad, cuyo valor alcanza los 320,29 MPa.

Se concluye que, según el criterio de Von Mises, la caída posterolateral produce fractura femoral en persona con un rango de edad entre 80 y 90 años.

Posteriormente se ha utilizado el criterio de Raghava y Robert para determinar el riesgo de fractura. Al igual que en el caso del estado de carga correspondiente al ciclo de marcha, se han obtenido las tensiones principales de los puntos más cargados con los que obtener la tensión equivalente al cuadrado:

Tabla 28. Tensión equivalente del criterio de Raghava y Robert en caída

	Tensión equivalente (MPa²)			
Rango de edad	30-40	40-60	60-80	80-90
Caída lateral	14258,78	9876,44	21479,19	30501,38
Caída posterior	43556,71	44738,12	44271,54	57001,25
Caída posterolateral	28136,5	15750,27	52201,53	85696,85

El valor límite que impone el criterio no ha cambiado con respecto al estudio anterior, ya que depende de las características mecánicas del hueso cortical, y es de 55350 MPa².

Siguiendo este criterio, se produce la rotura en el mismo caso que con el criterio de Von Mises, en caída posterolateral para el último rango de edad, pero además añade un nuevo caso en el que se produce fractura: en el mismo rango de edad para la caída posterior. Esto demuestra que este criterio es más restrictivo. El valor límite es muy cercano al obtenido en la caída posterior para el rango de 80-90 años, al igual que la tensión de Von Mises obtenido en el criterio anterior lo era al valor de la tensión de rotura. Con ambos criterios los valores se encuentran en torno al límite, siendo el criterio de Raghava y Robert más conservador que el de Von Mises.

Al igual que en el criterio anterior, aparecen datos discordantes en el rango de edad entre 40 y 60 años, pero, como el resto de datos se encuentran en torno a lo esperado, consideramos válido el estudio y el criterio.

El último criterio, el de deformación principal máxima, resumido en la Tabla 24, ha sido rechazado en el estado de carga anterior debido a que los resultados no pueden considerarse veraces, y lo mismo sucede en este caso ya que todos los estados superan el límite de deformación a tracción y muchos de ellos también a compresión.

7. CONCLUSIONES

Y DESARROLLOS

FUTUROS

7.1. CONCLUSIÓN

Tras haber realizado este trabajo, a la vista de los resultados obtenidos se pueden extraer las siguientes conclusiones:

- Se ha desarrollado un modelo numérico de un fémur humano que permite determinar el riesgo de fractura ante dos estados de carga diferentes, ciclo de marcha y caída, para cuatro segmentos de población distintos agrupados en función de la edad.
- Además se ha revisado la bibliografía existente relacionada con el tema, así como las posibilidades que ofrece el software comercial Abaqus para abordar este tipo de problemas.
- En cuanto a los resultados obtenidos en relación a las propiedades del tejido óseo y a sus variaciones, se puede concluir que el hueso cortical “protege” al tejido trabecular, ya que las mayores tensiones en los diferentes estados de carga son soportadas por el cortical (comparar tablas 12 y 13 u observar las tablas 17,18 y 19 en las que se pone de manifiesto este hecho). La función del hueso trabecular se centra en el aspecto metabólico, mientras que la del hueso cortical lo hace en el mecánico. Las tensiones soportadas por el tejido trabecular son mucho menores, pero a su vez, sus propiedades no lo dotan de la resistencia que posee el hueso cortical y por tanto son más susceptibles de alcanzar la tensión de rotura y producirse fractura.
- En relación a las diferencias encontradas en función de los años de los individuos estudiados, puede concluirse que con la edad las características de los huesos evolucionan hacia un peor estado, en el que disminuye la densidad del tejido trabecular, se pierde espesor del hueso cortical y todo ello desemboca en una mayor fragilidad de los huesos y riesgo de rotura. Sirva de ejemplo que en España, el 90% de las fracturas que se producen tienen lugar en personas con edad superior a los 64 años y la media se sitúa en los 82 años. Dentro de este grupo, el 78% se produce en mujeres, esto se debe a la gran pérdida de masa ósea que se produce en las mujeres a raíz de la menopausia (ver Figura 7.1). Estos datos son semejantes a los del estudio realizado ya que se aprecia un claro descenso de las propiedades en los huesos, y con ello, un mayor estado de tensión en los huesos a medida que se eleva el rango de edad, con aumento destacable en el último rango de edad, entre los 80 y 90 años.

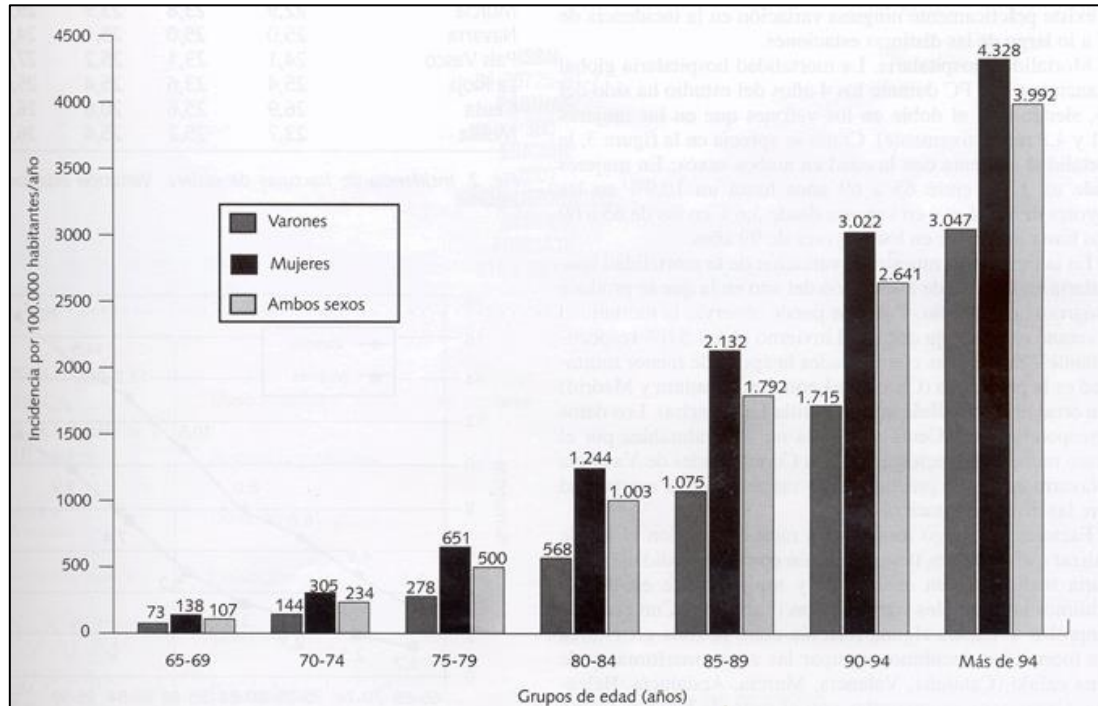


Figura 7.1. Fracturas femoral por grupos de edad y sexo [41]

7.2. DESARROLLOS FUTUROS

Tras la finalización del estudio llevado a cabo en este trabajo, existen ciertos aspectos sobre los que se puede profundizar y realizar un estudio más detallado para así completar el análisis del riesgo a fractura del fémur. Algunos de ellos se plantean a continuación:

- Tratamiento del hueso cortical como un material ortótropo o con isotropía transversal con el fin de obtener unos resultados más precisos y así compararlos con los aquí reflejados.
- Realizar este mismo estudio sobre el hueso trabecular para verificar que son correctas las consideraciones realizadas y profundizar en el conocimiento del comportamiento del tejido esponjoso. Para ello es necesario desarrollar criterios de fractura aplicables a materiales anisótropos u ortótropos, similares a los utilizados en este trabajo.
- Estudiar estados de carga diferentes como permanecer de pie sin movimiento, aguantar todo el peso en una pierna, subir y bajar escaleras o sentarse y levantarse de un asiento. Completar con los posibles estados de carga diferentes que soporta el fémur en la vida diaria posibilita conocer más en profundidad el estado tensional al

Modelo numérico de un fémur humano para el estudio del riesgo de fractura

que está sometido a lo largo del ciclo de vida de una persona y así predecir fielmente cuando puede producirse una fractura.

- Por último se propone llevar más lejos el estudio comparativo aquí realizado. Es interesante comprobar las diferentes respuestas del hueso en persona de diferentes rangos de edad y distinto sexo. En este campo, se apreciaría una gran diferencia entre hombres y mujeres, debido a la ya comentada pérdida de masa ósea en las mujeres tras sufrir la menopausia.

8. PLANIFICACIÓN

Y PRESUPUESTO

8.1. PLANIFICACIÓN DE LAS TAREAS

Para la adecuada realización de cualquier proyecto, es necesario plantear una planificación de las tareas que se requieren para llevarlo a cabo, así como fijar unas fechas aproximadas de finalización de las mismas. Para este trabajo, las tareas que se han realizado pueden dividirse en 7 grandes grupos:

- **Propuesta de trabajo, ideas para realizar el proyecto, temas que se quiere abordar y elección de la mejor propuesta:** en un primer momento se plantearon varias posibilidades para enfocar el proyecto. Desde un primer momento estaba decidido la realización de un proyecto con un enfoque biomecánico en el que se iba a analizar el comportamiento del fémur, pero había muchos aspectos que concretar como: estudiar el fémur completo o solo una parte, aislar el fémur o estudiarlo como parte de alguna articulación, estados de carga a los que se iba a someter... La decisión final fue el estudio del fémur completo pero aislado, no como parte de ninguna articulación y el estudio de dos estados de carga, el ciclo de marcha y la caída. La elección de los estados de carga se debió a que son los más representativos. El ciclo de marcha es una actividad diaria que todo el mundo lleva a cabo, mientras que la caída es la principal fuente de fractura femoral.

Tiempo estimado: 2 horas

- **Búsqueda de información:** una vez definido el tema del trabajo y los aspectos a abordar, fue necesario hacer una amplia búsqueda de información en libros, revistas biomédicas y páginas web especializadas para obtener todos los datos necesarios para realizar el trabajo. Quizá este apartado fue uno de los más complicados ya que, en este ámbito de la biomedicina, abundan los artículos pero escasea la información precisa. Datos tan simples como la densidad aparente del hueso, consideraciones sobre el comportamiento mecánico del tejido óseo o las cargas a las que está sometido un hueso en diferentes estados de carga son diversas en función del artículo y no se presentan de manera clara. Además de buscar datos sobre el material y las cargas, se buscaron criterios de rotura para aplicarlos en el estudio. En las fases posteriores del proyecto ha sido necesaria la ampliación de información con nuevas búsquedas.

Tiempo estimado: 40 horas

- **Validación del modelo:** antes de empezar a realizar el estudio que ocupa este trabajo, fue necesario comprobar la validación del modelo del fémur proporcionado por el Departamento de Ingeniería mecánica de la Universidad. Para llevar a cabo esta tarea,

Modelo numérico de un fémur humano para el estudio del riesgo de fractura

se escogió uno de los artículos de entre los muchos recopilados en la fase anterior del proyecto, con una complejidad medio y se reprodujo lo más fielmente posible. Los resultados obtenidos se compararon con los que proporcionaba dicho artículo, quedando demostrado de esta forma la validez del modelo.

Tiempo estimado: 60 horas

- **Estudio del estado de carga correspondiente al ciclo de marcha:** con el modelo validado fue el momento de empezar a realizar el estudio propiamente dicho. Mediante el software elegido, Abaqus, se sometió al modelo al estado de carga mencionado y se realizó un estudio comparativo con diferentes tipos de material aplicados sobre el modelo. Una vez que el programa proporcionó los resultados, se llevaron a una hoja de cálculo Excel para representarlos gráficamente y así poder compararlos.

Tiempo estimado: 40 horas.

- **Estudio del estado de carga correspondiente a la caída:** se llevó a cabo el mismo proceso que en el estado de carga anterior, aunque en este caso fue más costoso debido a que había un mayor número de casos que estudiar y la interpretación de datos se complicaba. Al igual que en la fase anterior, se aplicaron los criterios de rotura a los datos obtenidos mediante el software.

Tiempo estimado: 40 horas.

- **Desarrollo de la memoria:** esta fase se ha desarrollado paralelamente a las dos anteriores. Ha sido la fase más larga ya que no solo debía contener los resultados obtenidos y su explicación si no también una base teórica para comprender y fundamentar el estudio realizado.

Tiempo estimado: 150 horas.

- **Maquetación final y revisión.**

Tiempo estimado: 8 horas.

El diagrama de Gantt que se muestra a continuación refleja los periodos de tiempo durante los cuales se han desarrollado cada una de las tareas, pero no implica que se haya invertido todo ese tiempo de forma completa, si no que se ha hecho a intervalos.

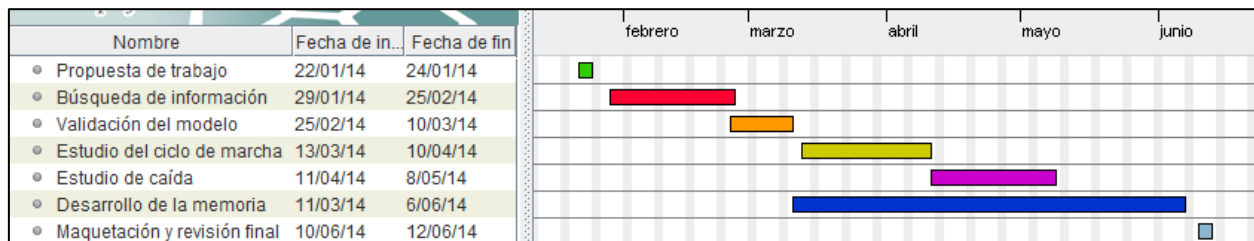


Figura 8.1. Diagrama de Gantt del Trabajo Fin de Grado

8.2. PRESUPUESTO ECONÓMICO

Se ha desarrollado un presupuesto económico con el fin de tener una idea del coste que ha supuesto llevar a cabo este Trabajo Fin de Grado. La inversión está basada, mayoritariamente, en la mano de obra que ha intervenido: la del autor del proyecto, en calidad de Graduado en Ingeniería en Tecnologías Industriales y la del tutor, que ha supervisado y dirigido el trabajo realizado, en calidad de Doctor en Ingeniería Industrial. A los gastos asociados al personal hay que sumarle los gastos del equipo técnico utilizado, siendo estos, la licencia del software utilizado y el ordenador usado como soporte. El software utilizado ha sido Abaqus/CAE en su versión comercial 6.10-1, disponible en la Escuela Politécnica de la Universidad Carlos III de Madrid.

Tabla 29. Presupuesto del Trabajo Fin de Grado

RECURSOS HUMANOS	Doctor en Ingeniería	50 horas	40 €/hora	2000 €
	Graduado en Ingeniería	340 horas	15 €/hora	5100 €
RECURSOS INFORMÁTICOS	Licencia Abaqus/CAE 6.10-1	33650 €		
	Ordenador	700 €		

El coste total del proyecto ha sido de 41.450€

9. BIBLIOGRAFÍA

LIBROS

- [1] W. Spateholz. *Atlas de anatomía humana. Tomo Primero: Huesos, articulaciones y ligamentos*. Edición Española. Editorial Labor S.A. Barcelona, 1970.
- [2] I. Probusta, J. Gil Mur, J.A. Planel. *Fundamentos de Biomecánica y Biomateriales*. Edición Española. Editorial Ergon. Madrid, 1997.
- [3] American Academy of Orthopaedic Surgeons. *Ciencias básicas en ortopedia. Vol.1* . Edición Española. Editorial Almirall. Barcelona: Medical Dynamics, 1997.
- [4] I.A. Kapandji. *Cuadernos de fisiología articular. Vol. 2*. 3ª Edición. Editorial Toray-masson, S.A. Barcelona, 1977.
- [5] A. Viladot Voegeli y otros. *Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor*. Editorial Springer. Barcelona, 2001.
- [6] M. Trotter, G.C. Glesser. *Introduction to forensic anthropology : Estimation of Stature from Long Bones of American Whites and Negroes*. Boston, 2002.
- [7] O. C. Zienkiewicz. *El método de los elementos finitos*. Editorial Reverté. Barcelona, 2007.
- [8] M. Kutz. *Standard Handbook of Biomedical Engineering and Design. Chapter 8: Bone Mechanical*. Vol. 1. Editorial MacGRAW-HILL. Estados Unidos, 2003.

TESIS, PROYECTOS FIN DE CARRERA Y PUBLICACIONES.

- [9] P. Peña Rodríguez. *Análisis de tensiones en la extremidad proximal de un fémur humano en diferentes casos de carga y su influencia en la remodelación ósea*. Proyecto Fin de Carrera. Escuela Técnica Superior de Ingeniería de la Universidad de Sevilla. Sevilla, 2008.
- [10] A. Almagià Flores, P. Lizana Arce. *Principios de Anatomía humana. Aparato locomotor. Descripción ósea Apendicular-Miembro inferior*. Texto guía para el curso Anatomía Humana I. Universidad Pontificia Católica de Valparaíso. 2012.
- [11] Fundación Politécnica de Cataluña. *Biomecánica del hueso*.

- [12] J. Zahr Viñuela. Documentación de la asignatura *Modelización en mecánica de sólidos*. Departamento de Mecánica de Medios continuos y Teoría de estructuras. Escuela Politécnica de la Universidad Carlos III de Madrid.
- [13] B. Muñoz Abella. Documentación de la asignatura *Técnicas avanzadas en diseño de máquinas*. Departamento de Ingeniería Mecánica. Escuela Politécnica de la Universidad Carlos III de Madrid.
- [14] L.I. Pérez Quintana. *Caracterización sujeto-específica de las propiedades mecánicas del material óseo en fémur porcino*. Tesis. Pontificia Universidad Católica de Chile. Escuela de ingeniería. Santiago de Chile, 2009.
- [15] C. Gordon Bell. *A finite element and experimental investigation of the femoral component mechanics in a total hip arthroplasty*. Tesis doctoral. Queensland University of Technology. Australia, 2008.
- [16] C. Sánchez Rey. *Estudio biomecánico de la marcha en mujeres jóvenes*. Proyecto Fin de Carrera. Escuela Politécnica Superior de la Universidad Carlos III de Madrid. Leganés, 2010.
- [17] SIMULIA. Abaqus/CAE User's Manual. 2010.

REVISTAS

- [18] D. C. Wirtz et al. "Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur". *Journal of Biomechanic.*, Vol. 33, 2000, 1325-1330.
- [19] L. P. Jing Bai, X. Zeng, Y. Zhou. "Comparison of isotropic and orthotropic material property assignments on femoral finite element models under two loading conditions". *Medical Engineering & Physics*. Vol. 28, 2006, 227-233.
- [20] R. Nareliya, v. Kumar. "Biomechanical analysis of human femur bone". *International of Engineering Science and Technology*. Vol. 3, 2011, 3090-3094.
- [21] E. Schileo et al. "Subject-specific finite element models implementing a maximum principal strain criterion are able to estimate failures risk and fracture location on human tested in vitro". *Journal of Biomechanics*. Vol. 41, 2008, 356-367.

- [22] J.H. Keyak et al. "Male-Female differences in the association between incident hip fracture and proximal femoral strength: A finite element analysis study". *Bone*. Vol. 48, 2011, 1239-1245.
- [23] J.H. Keyak et al. "Effect of finite element model loading condition on fracture risk assessment in men and women: The AGES-Reykjavik study". *Bone*. Vol. 57, 2013, 18-29.
- [24] J. Carballido-Gamio et al. "Proximal femoral density distribution and structure in relation to age and hip fracture risk in women". *Journal of Bone and Mineral Research*. Vol. 3, 2013, 537-546.
- [25] E. Rincón Rincón et al. "Caracterización mecánica del material óseo". *Tecnología y desarrollo*. Vol. 2, 2004.
- [26] H. Yang, X. Ma, T. Guo. "Some factors that affect the comparison between isotropic and orthotropic inhomogeneous finite element material models of femur". *Medical Engineering & Physics*. Vol. 32, 2010, 553-560.
- [27] J. O. Green et al. "Age-related in human trabecular bone: Relationship between microstructural stress and strain and damage morphology". *Journal of Biomechanics*. Vol. 44, 2011, 2279-2285.
- [28] W. Q. Cui et al. "Age and region dependent changes in the three-dimensional microstructural properties of proximal femoral trabecular". *Osteoporosis International*. Vol. 19, 2008, 1579-1587.
- [29] M. Ito, T. Nakata, A. Nishida. "Age-related changes in bone density, geometry and biomechanical properties of a proximal femur: CT-based 3D hip structure analysis in normal postmenopausal women". *Bone*. Vol. 48, 2011, 627-360.
- [30] M. K. H. Malo et al. "Longitudinal elastic properties and porosity of cortical bone tissue vary with age in human proximal femur". *Bone*. Vol. 53, 2013, 451-458.
- [31] Z. Yosibash, D. Tal, N. Trabelsi. "Predicting the yield of the proximal femur using high-order finite-element analysis with inhomogeneous orthotropic material properties". *Philosophical transactions of the royal society A*. 2010, 2706-2723.
- [32] G. Campoli, H. Weinans, A. A. Zadpoor. "Computational load estimation of the femur". *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. Vol. 10, 2012, 108-119.

- [33] P. Zioupos, R.B. Cook, J. R. Hutchinson. "Some basic relationships between density values in cancellous and cortical bone". *Journal of Biomechanics*. Vol. 41, 2008, 1961-1968.
- [34] A. Francis, V. Kumar. "Computational modeling of human femur using CT Data for finite element analysis". *International Journal of engineering research and Technology*. Vol 1, 2012, 1-7.
- [35] M. Viceconti et al. "A comparative study on different methods of automatic mesh generation of human femurs". *Medical Engineering & Physics*. Vol 20, 1998, 1-10.
- [36] R. D. Carpenter. "Effects of age and sex on the strength and cortical thickness of the femoral neck". *Bone*. Vol. 48, 2011, 741-747.
- [37] K. E. Poole et al. "Changing structure of the femoral neck across the adult female lifespan". *Journal society for Bone and Mineral Research*. Vol. 25, 2010, 482-491.
- [38] C. J. Hernández et al. "The Influence of Bone Volume Fraction and Ash Fraction on Bone Strength and Modulu". *Bone*. Vol. 29, 2001, 74-78.
- [39] G. Bergmann et al. "Hip contact forces and gait patterns from routine activities" *Journal of Biomechanics*. Vol. 34, 2001, 859-871.

PÁGINAS WEB Y PROGRAMAS

- [40] <http://www.ine.es>
- [41] <http://www.scielo.isciii.es>
- [42] <http://www.uv.mx>
- [43] <http://www.anatomiahumana.ucv.cl>
- [44] <http://www.dmedicina.com>
- [45] <http://www.biofisicamedica.tripod.com>
- [46] <http://www.unefaanatomiablogspot.com.es>
- [47] <http://www.wzar.unizar.es>

- [48] <http://www.catarina.udlap.mx>
- [49] <http://www.3ds.com>
- [50] [http:// www.cto-am.com](http://www.cto-am.com)
- [51] <http://www.fundop.org>
- [52] <http://www.tejidoseo.blogspot.com.es>
- [53] <http://www.ahemav6.blogspot.com.es>
- [54] <http://www.monografias.com>
- [55] <http://www.elmercaderdelasalud.blogspot.com.es>
- [56] <http://www.zl.elsevier.es>
- [57] <http://www.rheumatology.org>
- [58] <http://www.ugr.es>
- [59] [http:// www.odontologiacosasde.blogspot.com.es](http://www.odontologiacosasde.blogspot.com.es)
- [60] <http://www.iberisa.com>
- [61] <http://www.apuntesdeingenieriagratis.blogspot.com.es>
- [62] [http:// www.medicinafarmacologia.blogspot.com.es](http://www.medicinafarmacologia.blogspot.com.es)
- [63] [http:// www.anatomif.galeon.com](http://www.anatomif.galeon.com)
- [64] <http://www.traumazamora.org>
- [65] <http://www.nuestra-biologia.blogspot.com.es>
- [66] [http:// www.fisioterapia.blogspot.com.es](http://www.fisioterapia.blogspot.com.es)
- [67] [http:// www.ft-mecanicabiociencias.wikispaces.com](http://www.ft-mecanicabiociencias.wikispaces.com)
- [68] <http://www.fisiofundamental.com>
- [69] <http://www.proetisa.com>
- [70] Programa HIP 98. Versión 5-Septiembre 2011

ANEXOS

Tabla con los datos, detallados, de las cargas aplicadas durante el ciclo de marcha.

STEP	%CICLO	TIEMPO	F(%PESO)	Fx(%PESO)	Fy(%PESO)	Fz(%PESO)
1	0	0.000	77.650	20.260	1.027	74.960
2	0.5	0.005	82.300	21.010	1.676	79.550
3	1	0.011	86.890	21.770	2.297	84.090
4	1.5	0.017	91.570	22.540	2.914	88.700
5	2	0.022	96.870	23.390	3.609	93.940
6	2.5	0.028	102.900	24.420	4.392	99.820
7	3	0.033	108.900	25.470	5.171	105.800
8	3.5	0.039	115.100	26.560	5.964	111.900
9	4	0.044	121.800	27.770	6.830	118.400
10	4.5	0.050	128.900	29.100	7.759	125.300
11	5	0.055	135.900	30.450	8.678	132.200
12	5.5	0.061	143.000	31.850	9.595	139.100
13	6	0.066	150.300	33.320	10.590	146.200
14	6.5	0.072	157.700	34.880	11.650	153.300
15	7	0.077	164.800	36.390	12.690	160.300
16	7.5	0.083	171.800	37.830	13.760	167.000
17	8	0.088	178.700	39.270	14.900	173.700
18	8.5	0.094	185.300	40.630	16.090	180.000
19	9	0.099	191.400	41.880	17.260	185.900
20	9.5	0.105	197.300	43.070	18.470	191.700
21	10	0.110	202.700	44.160	19.730	196.800
22	10.5	0.116	207.600	45.190	21.000	201.500
23	11	0.121	212.000	46.110	22.220	205.700
24	11.5	0.127	216.200	47.000	23.450	209.700
25	12	0.132	219.600	47.770	24.660	212.900
26	12.5	0.138	222.500	48.450	25.800	215.600
27	13	0.143	225.100	49.080	26.890	218.100
28	13.5	0.149	227.500	49.640	27.940	220.200
29	14	0.154	229.200	50.110	28.850	221.700
30	14.5	0.160	230.500	50.540	29.670	222.900
31	15	0.166	231.600	50.920	30.450	223.900
32	15.5	0.171	232.400	51.260	31.130	224.600
33	16	0.176	232.800	51.580	31.580	224.900
34	16.5	0.182	233.100	51.910	31.980	224.900
35	17	0.188	233.200	52.210	32.310	224.900
36	17.5	0.193	232.900	52.460	32.460	224.600
37	18	0.199	232.600	52.720	32.420	224.200
38	18.5	0.204	232.000	52.960	32.220	223.600
39	19	0.210	231.400	53.180	31.940	222.900
40	19.5	0.215	230.600	53.380	31.510	222.100
41	20	0.221	229.800	53.570	30.990	221.300

Modelo numérico de un fémur humano para el estudio del riesgo de fractura

42	20.5	0.226	228.800	53.720	30.340	220.300
43	21	0.232	227.800	53.880	29.630	219.300
44	21.5	0.237	226.600	54.010	28.800	218.200
45	22	0.243	225.400	54.120	27.880	217.100
46	22.5	0.248	224.200	54.210	26.860	215.800
47	23	0.254	222.900	54.290	25.790	214.600
48	23.5	0.259	221.500	54.330	24.640	213.300
49	24	0.265	220.200	54.370	23.450	212.100
50	24.5	0.270	218.900	54.410	22.220	210.900
51	25	0.276	217.600	54.410	20.970	209.600
52	25.5	0.281	216.300	54.400	19.690	208.400
53	26	0.287	215.100	54.390	18.400	207.300
54	26.5	0.292	213.900	54.370	17.090	206.200
55	27	0.298	212.800	54.330	15.780	205.100
56	27.5	0.303	211.700	54.290	14.490	204.100
57	28	0.309	210.800	54.260	13.210	203.200
58	28.5	0.315	209.800	54.210	11.920	202.300
59	29	0.320	208.900	54.140	10.660	201.500
60	29.5	0.326	208.100	54.050	9.445	200.800
61	30	0.331	207.400	53.960	8.232	200.100
62	30.5	0.336	206.700	53.850	7.042	199.500
63	31	0.342	206.100	53.730	5.897	198.900
64	31.5	0.348	205.500	53.610	4.804	198.400
65	32	0.353	205.100	53.490	3.738	197.900
66	32.5	0.359	204.600	53.370	2.722	197.500
67	33	0.364	204.200	53.240	1.777	197.200
68	33.5	0.370	203.900	53.090	0.899	196.900
69	34	0.375	203.700	52.890	0.075	196.800
70	34.5	0.381	203.500	52.680	-0.707	196.600
71	35	0.386	203.400	52.470	-1.405	196.500
72	35.5	0.392	203.300	52.230	-2.041	196.500
73	36	0.397	203.400	51.940	-2.614	196.600
74	36.5	0.403	203.400	51.640	-3.134	196.700
75	37	0.408	203.500	51.330	-3.560	196.900
76	37.5	0.414	203.600	50.980	-3.947	197.100
77	38	0.419	203.800	50.590	-4.267	197.300
78	38.5	0.425	203.900	50.170	-4.527	197.600
79	39	0.430	204.100	49.700	-4.713	197.900
80	39.5	0.436	204.300	49.190	-4.854	198.200
81	40	0.441	204.500	48.620	-4.906	198.600
82	40.5	0.447	204.600	47.980	-4.904	198.900
83	41	0.452	204.800	47.300	-4.842	199.200
84	41.5	0.458	204.900	46.580	-4.727	199.500
85	42	0.463	204.900	45.770	-4.519	199.700

Modelo numérico de un fémur humano para el estudio del riesgo de fractura

86	42.5	0.469	204.900	44.880	-4.244	199.900
87	43	0.474	204.800	43.920	-3.887	200.000
88	43.5	0.480	204.700	42.940	-3.481	200.100
89	44	0.486	204.400	41.900	-2.985	200.000
90	44.5	0.491	204.100	40.840	-2.407	200.000
91	45	0.496	203.700	39.730	-1.793	199.700
92	45.5	0.502	203.100	38.620	-1.141	199.400
93	46	0.507	202.500	37.540	-0.441	199.000
94	46.5	0.513	201.800	36.490	0.336	198.500
95	47	0.519	200.900	35.440	1.110	197.700
96	47.5	0.524	199.900	34.440	1.891	196.900
97	48	0.530	198.800	33.520	2.670	195.900
98	48.5	0.535	197.400	32.700	3.396	194.700
99	49	0.541	195.900	31.920	4.092	193.300
100	49.5	0.546	194.400	31.270	4.760	191.800
101	50	0.552	192.700	30.730	5.375	190.100
102	50.5	0.557	190.600	30.360	5.825	188.100
103	51	0.563	188.500	30.100	6.234	186.000
104	51.5	0.568	186.200	30.010	6.586	183.600
105	52	0.574	183.600	30.050	6.814	181.000
106	52.5	0.579	180.900	30.220	6.876	178.200
107	53	0.585	177.900	30.550	6.826	175.100
108	53.5	0.590	174.800	30.940	6.715	171.900
109	54	0.596	171.500	31.500	6.465	168.400
110	54.5	0.601	167.900	32.180	6.038	164.700
111	55	0.607	164.200	32.950	5.506	160.800
112	55.5	0.612	160.500	33.750	4.909	156.800
113	56	0.618	156.700	34.620	4.209	152.700
114	56.5	0.623	152.700	35.490	3.392	148.400
115	57	0.629	148.600	36.390	2.525	144.100
116	57.5	0.634	144.700	37.290	1.658	139.800
117	58	0.640	140.700	38.100	0.750	135.400
118	58.5	0.645	136.700	38.840	-0.164	131.100
119	59	0.651	132.800	39.530	-1.051	126.700
120	59.5	0.656	128.900	40.140	-1.930	122.500
121	60	0.662	125.200	40.580	-2.771	118.400
122	60.5	0.668	121.500	40.870	-3.524	114.400
123	61	0.673	118.000	41.020	-4.181	110.600
124	61.5	0.678	114.600	41.060	-4.811	106.900
125	62	0.684	111.300	40.900	-5.378	103.300
126	62.5	0.690	108.100	40.540	-5.821	100.000
127	63	0.695	105.000	40.080	-6.200	96.830
128	63.5	0.701	102.000	39.560	-6.565	93.750
129	64	0.706	99.100	38.820	-6.819	90.930

Modelo numérico de un fémur humano para el estudio del riesgo de fractura

130	64.5	0.712	96.330	37.990	-6.995	88.250
131	65	0.717	93.620	37.120	-7.164	85.650
132	65.5	0.723	90.980	36.210	-7.324	83.140
133	66	0.728	88.560	35.230	-7.397	80.910
134	66.5	0.734	86.180	34.210	-7.424	78.750
135	67	0.739	83.800	33.180	-7.455	76.590
136	67.5	0.745	81.510	32.160	-7.466	74.520
137	68	0.750	79.400	31.200	-7.423	72.630
138	68.5	0.756	77.370	30.280	-7.359	70.820
139	69	0.761	75.320	29.360	-7.289	68.970
140	69.5	0.767	73.310	28.470	-7.190	67.170
141	70	0.772	71.310	27.630	-7.062	65.360
142	70.5	0.778	69.300	26.810	-6.930	63.520
143	71	0.783	67.310	26.010	-6.802	61.710
144	71.5	0.789	65.320	25.230	-6.655	59.890
145	72	0.794	63.340	24.470	-6.482	58.060
146	72.5	0.800	61.360	23.730	-6.298	56.230
147	73	0.805	59.390	23.010	-6.119	54.410
148	73.5	0.811	57.430	22.330	-5.919	52.580
149	74	0.817	55.500	21.660	-5.683	50.780
150	74.5	0.822	53.620	21.000	-5.423	49.040
151	75	0.827	51.750	20.350	-5.168	47.300
152	75.5	0.833	49.900	19.710	-4.917	45.580
153	76	0.839	48.150	19.120	-4.675	43.950
154	76.5	0.844	46.430	18.520	-4.455	42.340
155	77	0.850	44.760	17.950	-4.235	40.780
156	77.5	0.855	43.160	17.380	-4.016	39.300
157	78	0.861	41.620	16.810	-3.783	37.880
158	78.5	0.866	40.150	16.220	-3.517	36.560
159	79	0.872	38.730	15.630	-3.243	35.280
160	79.5	0.877	37.400	15.050	-2.977	34.110
161	80	0.883	36.170	14.460	-2.710	33.040
162	80.5	0.888	35.080	14.020	-2.441	32.060
163	81	0.894	34.050	13.580	-2.174	31.150
164	81.5	0.899	33.110	13.150	-1.911	30.330
165	82	0.905	32.250	12.730	-1.630	29.590
166	82.5	0.910	31.450	12.340	-1.361	28.900
167	83	0.916	30.780	11.970	-1.090	28.340
168	83.5	0.921	30.240	11.620	-0.808	27.910
169	84	0.927	29.770	11.270	-0.520	27.550
170	84.5	0.932	29.370	10.970	-0.207	27.250
171	85	0.938	29.140	10.670	0.114	27.120
172	85.5	0.943	29.040	10.420	0.442	27.100
173	86	0.949	29.020	10.200	0.769	27.150

Modelo numérico de un fémur humano para el estudio del riesgo de fractura

174	86.5	0.954	29.110	9.995	1.091	27.320
175	87	0.960	29.430	9.820	1.410	27.710
176	87.5	0.965	29.850	9.692	1.679	28.180
177	88	0.971	30.350	9.574	1.957	28.730
178	88.5	0.976	31.000	9.444	2.288	29.440
179	89	0.982	31.940	9.377	2.616	30.420
180	89.5	0.988	32.950	9.335	2.934	31.470
181	90	0.993	34.080	9.305	3.272	32.620
182	90.5	0.998	35.370	9.406	3.484	33.920
183	91	1004.000	36.890	9.648	3.572	35.430
184	91.5	1.010	38.450	9.948	3.613	36.970
185	92	1015.000	40.110	10.290	3.625	38.600
186	92.5	1021.000	41.940	10.710	3.432	40.400
187	93	1026.000	43.950	11.280	3.094	42.360
188	93.5	1032.000	46.020	11.860	2.728	44.380
189	94	1037.000	48.140	12.450	2.336	46.440
190	94.5	1043.000	50.350	13.050	1.876	48.600
191	95	1048.000	52.710	13.630	1.347	50.900
192	95.5	1054.000	55.130	14.190	0.839	53.260
193	96	1059.000	57.550	14.740	0.391	55.630
194	96.5	1065.000	60.030	15.310	-0.027	58.040
195	97	1.070	62.660	15.890	-0.371	60.610
196	97.5	1076.000	65.330	16.470	-0.647	63.220
197	98	1081.000	68.020	17.040	-0.888	65.840
198	98.5	1087.000	70.850	17.640	-0.941	68.620
199	99	1092.000	73.890	18.310	-0.892	71.580
200	99.5	1098.000	76.950	18.960	-0.826	74.570
201	100	1103.000	80.000	19.610	-0.747	77.560